

Untersuchung zur Reliabilität des
Spineliners® und des Tissue Tensiometers®
bei der Muskeltonusmessung

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich- Schiller- Universität Jena**

von Norman Schwarz
geboren am 15.09.1983
in Greiz

Gutachter

1. Prof. Dr. med. U.C. Smolenski; Jena
2. Prof. Dr. med. A. Roth; Eisenberg
3. Prof. Dr. med. E.J. Seidel, MSc; Weimar

Tag der öffentlichen Verteidigung: 13. Januar 2014

Abkürzungsverzeichnis

ÄMM:	Ärztevereinigung für Manuelle Medizin Ärzteseminar Berlin e.V.
AUC:	Area under the curve
CMT:	computerized muscle tonometer
ESSOMM:	European Scientific Society of Manual Medicine
FAC:	Forschungsgemeinschaft für Arthrologie und Chirotherapie
FIMM:	Fédération Internationale de Médecine Manuelle
DGMM:	Deutsche Gesellschaft für Manuelle Medizin
DGMSM:	Deutsche Gesellschaft für Muskuloskelettale Medizin
HWS:	Halswirbelsäule
ICC:	Intra-Klassen-Korrelation
M.ErecLi:	Musculus erector spinae, links
M.ErecRe:	Musculus erector spinae, rechts
M.GastLi:	Musculus gastrocnemius, links
M.GastRe:	Musculus gastrocnemius, rechts
M.TrapLi:	Musculus trapezius, links
M.TrapRe:	Musculus trapezius, rechts
MPDD:	Muscle pain detector device
MWE:	Gesellschaft für Manuelle Wirbelsäulen- und Extremitätengelenkstherapie
MZP:	Messzeitpunkt
NAMTPT:	National Association of Myofascial Trigger Point Therapists
r:	Reliabilität
ROC:	Receiver Operating Characteristic
SD:	“standard deviation” - Standardabweichung
TrP:	Triggerpunkt
TTM:	Tissue Tensiometer
WCPT:	World Confederation of Physical Therapy

Inhaltsverzeichnis

1	Abbildungsverzeichnis	6
2	Tabellenverzeichnis	8
3	Zusammenfassung.....	9
4	Einleitung	11
5	Grundlagen	13
5.1	Manuelle Medizin	13
5.1.1	Geschichtliche Entwicklung.....	13
5.2	Muskulatur und Muskeltonus.....	14
5.2.1	Muskulatur.....	14
5.2.2	Muskeltonus	16
5.2.3	Muskeltonus und Palpation in der Manuellen Medizin	17
5.2.4	Funktionelle Störungen im Muskel	20
5.2.5	Geräte zur Muskeltonusbestimmung.....	21
5.3	Testgütekriterien.....	24
5.3.1	Hauptgütekriterien.....	25
5.3.1.1	Objektivität	25
5.3.1.2	Reliabilität	25
5.3.1.3	Validität	27
5.3.2	Nebengütekriterien	27
5.4	Literaturanalyse.....	28
6	Hypothesen.....	34
7	Material und Methodik.....	35
7.1	Geräte	35
7.1.1	Spineliner – Aufbau und Funktionsweise	35
7.1.2	Tissue Tensiometer – Aufbau und Funktionsweise	38
7.2	Probandengruppe.....	40
7.3	Versuchsablauf.....	41
7.3.1	Vorbereitungen.....	41
7.3.2	Versuchsbeginn	42
7.3.3	Untersuchte Muskeln und Messpunktbestimmung	42
7.3.4	Versuchsdurchführung	44
7.4	Statistische Auswertung	46
7.4.1	Reliabilität.....	47
7.4.2	Seiten- und Rechts/ Links Vergleich	47
7.4.3	Korrelation.....	48
8	Ergebnisse	49
8.1	Spineliner	49

8.1.1	Mittelwerte	49
8.1.2	Reliabilität.....	52
8.1.3	Vergleichsberechnungen	56
8.1.4	Korrelationsuntersuchungen	58
8.2	Tissue Tensiometer	61
8.2.1	Mittelwerte	61
8.2.2	Reliabilität.....	64
8.2.3	Vergleichsberechnungen	68
8.2.4	Korrelationsuntersuchungen	71
8.3	Palpationsbefund.....	73
9	Diskussion	75
9.1	Gütekriterien.....	75
9.1.1	Reliabilität.....	75
9.1.1.1	Spineliner	76
9.1.1.2	Tissue Tensiometer	77
9.1.2	Haupt- und Nebengütekriterien	78
9.2	Ergebnisdiskussion	81
9.3	Methoden- und Fehleranalyse.....	84
10	Schlussfolgerung	87
11	Beantwortung der Hypothesen	88
12	Literaturverzeichnis	91
13	Anhang	
13.1	Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie	
13.2	Probandeninformation zur Klinischen Studie:.....	
13.3	Lebenslauf.....	
13.4	Danksagung	
13.5	Ehrenwörtliche Erklärung	

1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Ruhedehnungskurve des Muskels (eigene Darstellung; in Anlehnung an Abbildung aus Schmidt et al. 2004)	17
Abb. 2: Steinlechners Myotonometer - „Myotonometer - Ein neuer Apparat zur Messung des Muskeltonus“ – 1938	22
Abb. 3: Myotonometer (Neurogenic Technologies 2012)	22
Abb. 4: MyotonPro (Myoton 2012)	23
Abb. 5: Darstellung des „CMT“ (Haverinen 2005).....	23
Abb. 6: Flowchart der Suchtermini (eigene Darstellung)	28
Abb. 7: Spinelinereinheit – angepasste Abb. aus Spinelinerhandbuch.....	35
Abb. 8: schematische Darstellung der Spineliner Sensoreinheit (Abb. aus Spinelinerhandbuch).....	36
Abb. 9: Schematische Darstellung der Spinelinerkurve (Beyer et al. 2009)	37
Abb. 10: Screenshot des Ausgabemenus (angepasste Abb. aus dem Spineliner Handbuch).....	37
Abb. 11: a) PC-System des TTM.....	38
Abb. 12: Screenshot aus der „TTM“ – Software	39
Abb. 13: Screenshot der „Testergebnisse“ aus der „TTM“- Software	40
Abb. 14: Messpunkt M.trapezius pars descendens (Abb. aus Seniam).....	44
Abb. 15: Messpunkt M.erector spinae pars lumbalis (Abb. aus Seniam).....	44
Abb. 16: Messpunkt M.gastrocnemius pars lateralis (Abb. aus Seniam).....	44
Abb. 17: zeitlicher Ablauf	46
Abb. 18: Spineliner Mittelwerte Messungen 1.1 – 1.3, n = 50.....	50
Abb. 19: Spineliner Mittelwerte Messungen 1.1 vs 2.1, n = 50	50
Abb. 20: Spineliner Mittelwerte Probanden (n = 30) vs. Patienten (n = 20), Messung 1.1	51
Abb. 21: Spineliner Mittelwerte weibliche Probanden vs. weibliche Patienten vs männliche Probanden.....	52
Abb. 22: Spineliner Intrasessionreliabilität.....	55
Abb. 23: Spineliner Intrasessionreliabilität vs. Intersessionreliabilität	55
Abb. 24: ROC – Kurven Spineliner, a) & b) n= 50, c) n=37	60
Abb. 25: TTM Mittelwerte Messungen 1.1 – 1.3, n = 50	62
Abb. 26: TTM Mittelwerte Messungen 1.1 vs 2.1.....	62

Abb. 27: TTM Mittelwerte Probanden (n = 30) vs. Patienten (n = 20), Messung 1.1	63
Abb. 28: TTM Mittelwerte weibliche Probanden vs. weibliche Patienten vs männliche Probanden	64
Abb. 29: Tissue Tensiometer Intrasessionreliabilität (n= 50)	67
Abb. 30: Tissue Tensiometer Intrasession vs. Intersessionreliabilität (n= 50)	67
Abb. 31: ROC – Kurven, Tissue Tensiometer	72
Abb. 32: positive Palpationsbefunde, prozentual pro Muskel	74
Abb. 33: ROC - Kurven Palpationsbefund vs. Einteilung Proband/ Patient	74

2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: ICC- Bewertung (nach Bortz et al. 2008).....	26
Tab. 2: Datenbanken- und Ergebnisübersicht (*= zusätzlich eingeschränkte Suche)33	
Tab. 3: Mittelwerte gesamte Stichprobe n= 50, alle Messungen	49
Tab. 4: Mittelwerte Probanden n= 30 von Messung 1.1	51
Tab. 5: Mittelwerte Patienten n= 20 von Messung 1.1	51
Tab. 6: Spineliner Intrasession (n = 50).....	53
Tab. 7: Spineliner Intersession (n = 50).....	54
Tab. 8: Spineliner Vergleich Probanden(1) n = 30 und Patienten(2) n = 20	57
Tab. 9: Spineliner Vergleich ♀-Proband(1) n=18 vs. ♀-Patient(2) n=19 vs. ♂- Proband(3) n=12	57
Tab. 10: Spineliner Vergleich rechte mit linker Seite (n = 50).....	58
Tab. 11: Spineliner Vergleich Muskeln einer Seite (n = 50).....	58
Tab. 12: Spineliner Fläche unter der ROC – Kurve (n = 50).....	59
Tab. 13: Mittelwerte gesamte Stichprobe (n= 50) in N/mm, alle Messungen.....	61
Tab. 14: TTM Mittelwerte Probanden n= 30; Messung 1.1	63
Tab. 15: TTM Mittelwerte Patienten n= 20;Messung 1.1	63
Tab. 16: TTM Intrasession (n = 50)	65
Tab. 17: Intersession TTM (n = 50)	66
Tab. 18: TTM Vergleich Probanden(1) n = 30 und Patienten(2) n = 20	69
Tab. 19: TTM Vergleich ♀-Proband(1) n = 18 vs. ♀-Patient(2) n = 19 vs. ♂- Proband(3) n = 12	69
Tab. 20: TTM Vergleich rechte vs. linke Seite (n = 50).....	70
Tab. 21: TTM Vergleich Muskeln einer Seite (n = 50)	70
Tab. 22: TTM Fläche unter der ROC – Kurve (n = 50)	71
Tab. 23: positive Palpationsbefunde.....	73

3 Zusammenfassung

In der Manuellen Medizin ist man bestrebt, neben den klassischen, subjektiven Befunden, die der Behandler durch manuelle Untersuchung und im Gespräch mit dem Patienten erlangt, zusätzlich weitere objektive und reproduzierbare Informationen zum Beschwerdebild zu gewinnen. Dies geschieht meist mit modernen Geräten, die verschiedenste Abläufe und Eigenschaften am Patienten messen und zuverlässig ausgeben. Jedes neue Gerät wird vor Einführung im medizinischen Alltag intensiv und ausführlich geprüft. In dieser Studie wurden zwei Messinstrumente, der Spineliner und das Tissue Tensiometer, auf Eignung zur Muskeltonusmessung, hauptsächlich bezüglich des Testgütekriteriums Reliabilität, hin geprüft. Der Spineliner ist ein Diagnostik- und Therapiegerät, welches vor allem im asiatischen und amerikanischen Raum im Einsatz ist. Untersuchungen über die Eignung zur Muskeltonusmessung mit diesem Gerät gibt es derzeit nicht in den medizinischen Datenbanken. Das Tissue Tensiometer ist ein Prototyp eines deutschen Unternehmens, konzipiert zur Muskeltonusmessung. Dementsprechend sind ebenfalls keine vergleichbaren Studien darüber vorhanden.

Untersucht wurde eine Stichprobe von 30 gesunden Probanden (18 weibliche und 12 männliche) und 20 Patienten mit einem chronischen Kopfschmerzleiden (19 weibliche und 1 männlicher). Das Durchschnittsalter betrug ca. 34 Jahre \pm 10 Jahre. Alle Teilnehmer wurden nach ausführlicher Aufklärung an zwei Tagen mit beiden Geräten untersucht, während zusätzlich am zweiten Tag noch ein Palpationsbefund von einem Facharzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin erhoben wurde. Um systematische Fehler zu verringern, war der Versuchsaufbau und -ablauf an beiden Tagen identisch. Die Messpunkte wurden markiert, so dass sichergestellt wurde, dass immer an denselben Stellen gemessen werden konnte.

Die Intrasession- Reliabilität beträgt im „over- all“- Bereich (alle drei Messungen des ersten Messtages) 0,61 bis 0,82 für den Spineliner und 0,75 bis 0,93 für das Tissue Tensiometer. Die Intersessionreliabilität fällt bei beiden Geräten schlechter aus. Der Spineliner erreicht lediglich Werte zwischen 0,04 und 0,50, während beim Tissue Tensiometer die Reliabilität zwischen 0,26 und 0,81 beträgt.

Für beide Geräte gilt, dass sobald man mittels einer Mehrfachmessung (mindestens drei Mal) untersucht, die Reliabilität im Intra- sowie im Intersessionbereich mindestens mit „ausreichend“, nach Bortz et al. 2008, bewertet werden kann. Die

Werte für das Tissue Tensiometer sind in allen Bereichen (Einzel-, Mehrfachmessung, sowie Intersessionvergleich) besser, als die des Spineliners. Die Frage der Validität der Messdaten kann nur begrenzt beantwortet werden und war nicht Gegenstand dieser Untersuchung. Bei der Auswertung ist jedoch aufgefallen, dass der Spineliner teils gegensätzliche Ergebnisse zum Tissue Tensiometer liefert. Bei genauerer Differenzierung der Stichprobe konnte für den Spineliner keine Korrelation der Werte mit den Befunden des Palpateurs, sowie innerhalb der Probandengruppe nachgewiesen werden. Die teils gegenläufigen Ergebnisse des Spineliners, stellen daher eine Eignung im Bereich der objektiven, vergleichbaren und reproduzierbaren Muskeltonusdiagnostik in Frage. Das Tissue Tensiometer zeigt klare Tendenzen im Bezug zur qualitativen Einordnung der Werte. Jedoch sollte der Einfluss weiterer Parameter wie z.B. Geschlecht, Lebensalter, Gewicht, Größe, Muskel und Messpunkt bei zukünftigen Studien genauer untersucht werden, mit dem Ziel eine individuelle Grenzwerttabelle für verspannte bzw. nicht verspannte Muskeln zu generieren.

4 Einleitung

Während der Entwicklung der Medizin bis zum heutigen Tag, wurden die Diagnostik- und Therapiemethoden immer weiter überprüft, verfeinert und verbessert. Es gab schon frühzeitig standardisierte Abläufe und Verfahren, um möglichst vorhersagbare Ergebnisse zu erlangen und diese dann auch unabhängig vom Behandler wiederholen zu können. Im Bereich der Manuellen Medizin sind objektive Befunde ebenfalls enorm wichtig, jedoch basieren viele Untersuchungsmethoden auf dem Palpieren des Patienten, wobei feinste Strukturen durch den Tastsinn analysiert werden müssen. Es ist verständlich, dass der Behandler selbst und seine Erfahrung eine große Rolle bei der Befunderhebung spielen und dieser subjektive Einfluss schwer ausgeklammert werden kann. Doch um einheitliche Klassifikationen aufstellen zu können, sind objektive Befunde fundamental wichtig. Besonders im Bereich der Muskeltonusuntersuchung liegen keine therapierelevanten Einteilungen vor bzw. sind diese oft nicht reliabel.

Die Verspannung der Muskulatur ist ein pathologischer Zustand, an dem die meisten Menschen heutzutage leiden. Oftmals verlangt der Beruf eine zu lang anhaltende, sitzende Tätigkeit oder andere Fehlbelastungen bzw. -haltungen, auf diese die Muskulatur unter anderem mit Verspannungen reagiert. Diese Muskeln sind funktionell eingeschränkt und schmerzhaft. Wird die Ursache für diesen Vorgang nicht beseitigt, kann es zum bindegewebigen Umbau der betroffenen Areale kommen und eine nachhaltige, funktionale Einschränkung resultiert.

Damit diese Probleme frühzeitig zu beherrschen sind, wurden Muskeltonusmessgeräte entwickelt, mit dem Ziel objektive und reproduzierbare Werte ermitteln zu können, die vom Behandler unabhängig sind. Die Technik wird und soll den Behandler nicht ersetzen können, jedoch soll in Kombination eine deutliche Verbesserung besonders im Bereich der Diagnosestellung erreicht werden. Aus den gewonnen Werten können Klassifikationen zur Einteilung von Fortschritt und Schweregrad des entsprechenden Krankheitsbildes erstellt werden, die direkte Therapiekonsequenzen nach sich ziehen.

Verschiedenste Muskeltonusmessgeräte wurden entwickelt und mit unterschiedlichem Erfolg am Markt eingeführt. Jedoch hat sich bis heute kein Gerät bzw. keine Technik durchgesetzt und es ist nur wenig Literatur dazu in den medizinischen Datenbanken zu finden. In dieser Studie wurden zwei Messgeräte auf

ihre Reliabilität hin untersucht. Sie unterscheiden sich in ihren physikalischen Methoden bei der Muskeltonusbestimmung. Der Spineliner ist ein am Markt erhältliches Diagnostik- und Therapiegerät im Bereich der Manuellen Medizin, während das Tissue Tensiometer ein Prototyp ist. Ziel der Arbeit war es, eine erste grundlegende Überprüfung auf Eignung im Bereich der Muskeltonusmessung durchzuführen.

5 Grundlagen

5.1 Manuelle Medizin

5.1.1 Geschichtliche Entwicklung

Die Ursprünge der Manuellen Medizin finden sich bereits im klassischen Altertum. Schon der berühmte Hippokrates schreibt in seinen Büchern von Ausrenkungen und Wirbelverschiebungen und bildet damit die Ansätze der heutigen Manuellen Medizin. Über die Jahrhunderte lebte die Manuelle Medizin hauptsächlich in der Volksmedizin und erlangte erst ab dem 19. Jahrhundert wieder mehr Bedeutung. Die Amerikaner Andrew Taylor Still, der als Begründer der Osteopathie gilt und Daniel David Palmer, der Begründer der Chiropraktik, beeinflussten die Europäer stark mit ihren ganzheitlichen Methoden, welche durch Manipulation die natürliche Heilung des Körpers, ärztlich unterstützt, fördern soll (Greenman 1998). Auf dieser Grundlage wurde in Europa durch die Engländer James Mennell und James Cyriax die Manuelle Medizin weiterentwickelt und verbreitet. Das 20. Jahrhundert ist geprägt durch die Einflüsse aus Skandinavien (vor allem Freddy Kaltenborn und Olaf Evjenth), aus England durch den Osteopathen Alan Stoddard und den Australier Geoffrey Maitland, der seine Verbreitung hauptsächlich im englischsprachigen Raum hatte. Maitland und Kaltenborn/Evjenth entwickelten Konzepte, die sich nicht eindeutig voneinander differenzieren lassen und in ihren Einflussgebieten große Bedeutung erlangten. 1974 gründeten Kaltenborn und Maitland die International Federation of Orthopaedic Manipulative Therapists, welche ab 1978 dem physiotherapeutischen Weltverband WCPT (World Confederation of Physical Therapy) als Untergruppe angehörte. Mit der Gründung der ersten deutschen Lehranstalt für Heilgymnastik 1900 in Kiel durch Johann Lubinus wurde der Weg für die anerkannte Krankengymnastik und später die Manuelle Medizin geebnet (Grosch 1996). In den fünfziger Jahren wurde die FAC (Forschungsgemeinschaft für Arthrologie und Chirotherapie), heute unter dem Namen DGMSM (Deutsche Gesellschaft für Muskuloskeletale Medizin), gegründet, die sich mit der MWE (Gesellschaft für Manuelle Wirbelsäulen- und Extremitätengelenkstherapie) 1966 zur heutigen Leitgesellschaft DGMM (Deutsche Gesellschaft für Manuelle Medizin) zusammenschloss (DGMM 2012; Cramer et al. 1990). Als Unterorganisation der DGMM, nimmt die ÄMM eine bedeutende Rolle ein,

deren hohe universitäre Standards mittels theoretischen Schulungen und praktischen Weiterbildungen in die Praxis umzusetzen (ÄMM 2012).

5.2 Muskulatur und Muskeltonus

5.2.1 Muskulatur

Wenn man von dem Begriff Muskulatur spricht, sind die kontraktile Organe des menschlichen Körpers gemeint. Es gibt drei verschiedene Muskelgewebe: die Skelett-, die Herz- und die glatte Muskulatur, wobei die ersten beiden die Klasse der quergestreiften Muskulatur bilden und die glatte Muskulatur eine eigene Klasse für sich ist. Die glatte Muskulatur findet man vor allem in der Wand von viszerale Hohlorganen, Blut- und Lymphgefäßen. Sie ist in der Lage sehr lang anhaltend zu kontrahieren und ist verantwortlich für z.B. die Peristaltik im Magen-Darm-Trakt oder das Weit- und Engstellen der Blutgefäße. Aufgrund ihrer Funktion unterliegt sie nicht der willkürlichen Beeinflussung. Die in dieser Arbeit untersuchten Muskeln gehören alle der Skelettmuskulatur an, deswegen wird auf die glatte Muskulatur, sowie auf die Sonderform Herzmuskel der quergestreiften Muskulatur, nicht näher eingegangen. Etwa 40% unseres Körpergewichtes macht die Skelettmuskulatur aus. Sie verbraucht etwa 20% unseres in Ruhe aufgenommenen Sauerstoffs. Ihre Aufgaben sind neben Wärmeproduktion, Stütz- und Haltefunktion, vor allem die Bewegung. Ein Skelettmuskel ist eine Gruppierung von vielen Muskelbündeln, die aus vielen, meist parallel angeordneten Muskelfasern bzw. gleichbedeutend Muskelzellen bestehen. Eine Muskelzelle besitzt mehrere Zellkerne, ist bis zu 20 cm lang und hat einen rundlich-ovalen Querschnitt von ca. 50 – 100 µm (Speckmann et al. 2008). Die Zellmembran oder auch Sarkolemm genannt, welche jede Muskelfaser umgibt, geht an den beiden Enden mit ihrem kollagenhaltigen Anteil in die Sehne über. Im inneren der Zelle, dem Sarkoplasma, finden wir typische, zytologische Strukturen mit teilweise anderen Eigenschaften, weshalb die Muskelzelle eine eigene, spezifische Nomenklatur hat. Darunter sind unter anderen neben dem sarkoplasmatischen Retikulum (=endoplasmatisches Retikulum), vielen Sarkosomen (=Mitochondrien), auch die Myofibrillen. Wenn man die Myofibrillen lichtmikroskopisch im Schnittbild betrachtet, sieht man viele ca. 2,2 µm lange Abschnitte (im entspannten Zustand), die Sarkomere. Aufgrund der gleichmäßigen Anordnung der Sarkomere und deren mikroskopisch deutlich sichtbaren proteinhaltigen Haltestruktur (als Z-Streifen

bezeichnet), hat diese Muskelgruppe ihren Namen erhalten, die quergestreifte Muskulatur. Die Bewegung im Sarkomer entsteht durch die Verschiebung der Myofilamente Aktin und Myosin gegeneinander. Das Aktinfilament ist an den Z-Scheiben verankert und ragt von dort in die Mitte des Sarkomers. Es besteht aus drei Proteinen, das Aktin, das Tropomyosin und das Troponin. Das Myosin ist eine spiralförmig eingedrehte Kette aus Myosionmolekülen, bei der die beiden Köpfe die während der Kontraktion entscheidende Verbindung zum Aktin herstellen. Das Myosinfilament ist jeweils von links und rechts mit einem Aktinfilament verbunden, wobei die Mitte des Myosins den M-Streifen darstellt. Die von Huxley entworfene Filament-Gleit-Theorie bezeichnet die Muskelverkürzung (Kontraktion), bei der Aktin- und Myosinfilamente aneinander vorbei gleiten und es zu einer Verkürzung des Sarkomers kommt. Je mehr Myosinköpfe mit dem Aktin verknüpft sind, desto höher ist die Kontraktionskraft, diese ist ideal bei einer Sarkomerlänge von ca. 2,2 μm . Wird ein Sarkomer aufgedehnt, haben immer weniger Myosinköpfe Kontakt zum Aktin und die Kontraktionskraft sinkt. Einen Kraftverlust haben wir ebenfalls, wenn ein Sarkomer gestaucht wird, da das Myosinfilament mit den Z-Streifen zusammenstößt und sich Aktin-Filamente gegenseitig überlappen (Schmidt et al. 2004). Jede Muskelzelle ist mit einer motorischen Endplatte ausgestattet. Über diese gelangen Aktionspotentiale aus den motorischen Vorderhornzellen des Rückenmarks auf das Sarkolemm, wodurch eine Verkürzung der Sarkomere der Muskelfaser ausgelöst wird. Ein Motoneuron zusammen mit den von ihm innervierten Muskelfasern, wird als motorische Einheit bezeichnet. Eine motorische Einheit wird von nur einer Vorderhornzelle erregt, während diese umgekehrt mehrere Muskelfasern erregt. Je feinmotorischer die Funktion eines Muskels ist, desto kleiner sind die motorischen Einheiten. Bei grobmotorischen Bewegungen werden die Muskeln von motorischen Einheiten mit vielen Muskelfasern erregt. Um glatte Bewegungsabläufe zu gewährleisten, sind die zu einer motorischen Einheit gehörenden Muskelfasern im Muskel so angeordnet, dass sich die Territorien mehrerer motorischer Einheiten überlappen (Speckmann et al. 2008). Weitere wichtige Bauteile in der Muskulatur sind die Muskelspindeln und die Golgi - Sehnenorgane. Beide sind Sensoren die Informationen über den Dehnungszustand des jeweiligen Muskels liefern und somit die Basis der spinalen Motorik darstellen, den Reflex. Muskelspindeln sind spezielle Organe innerhalb eines Muskels. Sie sind durch ihre Bindegewebskapsel fest und in paralleler Anordnung mit der sie umgebenen Muskulatur verbunden. Sie sind in der

Lage die Dehnung und die Dehnungsgeschwindigkeit zu bestimmen und liefern dauerhaft qualitative und quantitative Impulse an ihre Efferenzen. Muskelspindeln werden aufgrund ihrer Eigenschaften in die Gruppe der Proportional- Differential-Fühler eingeordnet. Die Golgi – Sehnenorgane dagegen gehören zur Gruppe der Proportionalfühler. Ihre Aufgabe ist es Informationen über eine Veränderung des Dehnungszustandes zu detektieren, während im Ruhezustand keine Impulse gesendet werden. Die extrafusalen Fasern des Golgi- Sehnenorgans sind ebenfalls von einer Bindegewebskapsel umfasst und liegen, im Gegensatz zu den Muskelspindeln, in Reihe geschaltet zur Muskulatur, zwischen den Enden der Muskelfasern und den am Knochen ansetzenden Sehnen. Anschauliche Darstellungen lassen sich in jedem Grundlehrbuch für Anatomie und Physiologie nachschlagen.

5.2.2 Muskeltonus

Jeder Muskel unterliegt einem Muskeltonus, welcher den Spannungszustand der jeweiligen Situation charakterisiert, beim entspannten Liegen z.B. der Ruhetonus oder der Haltetonus beim Stehen. Der Muskeltonus allgemein wird definiert als „anhaltende Aktivität der Muskulatur, welche die Versteifung der Muskeln reguliert“ (Schmidt et al. 2004). Er wird durch neuronale Reize der Motoneurone aus dem Rückenmark erzeugt, welche die motorischen Endplatten der Muskelfasern mit ihren Efferenzen erreichen. Der Muskeltonus, gleichbedeutend der Muskelspannung bezeichnet die Gegenkraft auf eine von außen einwirkende Kraft. In der Physiologie wird dieser Zusammenhang in den Dehnungskurven am isolierten Muskel veranschaulicht (siehe Abb. 1).

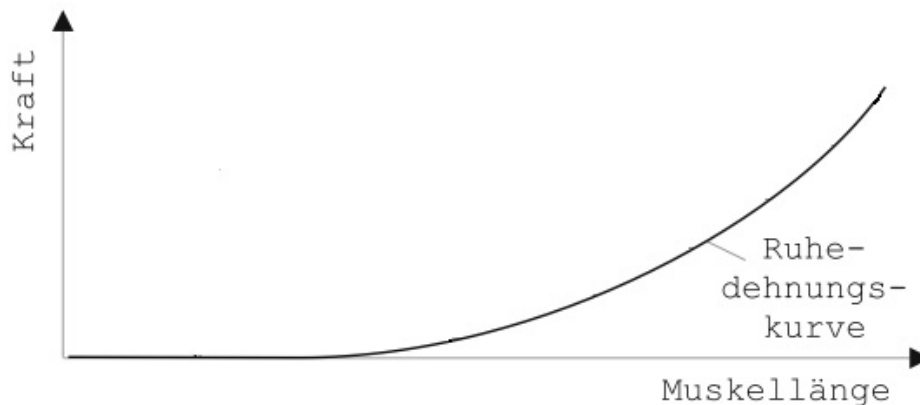


Abb. 1: Ruhedehnungskurve des Muskels (eigene Darstellung; in Anlehnung an Abbildung aus Schmidt et al. 2004)

Je weiter der Muskel gedehnt wird, desto größer ist die Kraft, welche der Muskel gegen den Dehnungsreiz entwickelt. Im menschlichen Körper sind alle Muskeln auf ihre individuellen Ruhelängen vorgedehnt und bringen inaktiviert und in Ruhe eine Gegenkraft gegenüber einer dehrenden Kraft auf. Man sollte allerdings an dieser Stelle den Reflex- vom Ruhetonus noch einmal differenzieren. Ein Reflex wird in der Literatur als stereotype Reaktion eines Organismus auf einen bestimmten Reiz beschrieben (Klinke et al. 2005). Voraussetzung für jeden Reflex sind folgende Dinge:

- Sensor (z.B. Muskelspindel)
- afferenter Schenkel (Nervenfaser)
- zentrale Neurone (z.B. Motoneuron im Vorderhorn)
- efferenter Schenkel (Nervenfaser)
- Erfolgsorgan (z.B. Muskelfasern)

Unterbricht man diese Kette, so kommt der Reflextonus zum Erliegen. Im Gegensatz dazu bleibt der Ruhetonus bestehen. Er wird durch lokale Vorgänge in der Muskelzelle und den anliegenden Grenzflächen aufrechterhalten (Brokmeier 2009). Aufgrund dessen sind in absoluter Entspannung Muskeln nicht schlaff, sondern haben immer eine Grundspannung, der als Ruhetonus bezeichnet wird.

5.2.3 Muskeltonus und Palpation in der Manuellen Medizin

Der Begriff Muskeltonus wird im Zusammenhang mit Manueller Medizin sehr weitläufig benutzt. Da man am Menschen arbeitet, kann man nicht, wie in der Physiologie am isolierten Muskel, Tonusmessungen durchführen. Man misst immer

das gesamte System in und um den Muskel. Aus diesem Grund ist es auch sinnvoll eine Unterteilung in aktiven und passiven Muskeltonus vorzunehmen. Der aktive oder kontraktile Tonus, wird charakterisiert, durch die mittels Aktionspotentialen aus den Motoneuronen aktivierten Anteile des Muskels. Da er nur in den Muskelfasern seinen Ursprung hat, bildet er die myofibrilläre Komponente des Muskeltonus. Dieser Bereich ist willentlich beeinflussbar, jedoch kann selbst bei größter Entspannung der Muskeltonus nicht auf Null reduziert werden.

Der passive Anteil ist unabhängig vom Aktivierungsgrad des Muskels und wird deshalb auch als extramyofibrilläre Komponente bezeichnet. Hierzu zählen die viskös- elastischen Komponenten des zellulären Tonus (Simons und Mense 1998). Von außen in die Tiefe gehend, sind das am Anfang die verschiedenen Schichten der Haut, darunter das Bindegewebe, Fettgewebe, je nach Untersuchungsort auch Sehnen, Bänder und Faszien. Durchdrungen werden diese Schichten von Nerven und jeder Art von Blutgefäßen (Arterien, Venen und Kapillaren), die in Form und Größe variieren können. Der individuelle Durchblutungszustand der Gefäße wird durch das vegetative Nervensystem gesteuert und man sollte mögliche Schwankungen, beeinflusst von unterschiedlichen äußeren, inneren und konstitutionellen Faktoren, nicht verkennen. Auf zellulärer Ebene sollte man dem Flüssigkeitsgehalt intrazellulär sowie extrazellulär ebenfalls Bedeutung schenken. Der Gesamtkomplex des passiven Muskeltonus ist eigenständig und nicht grundsätzlich funktionell mit dem aktiven Komponenten verbunden.

Zur Untersuchung und Beurteilung des Muskeltonus wird die Palpation eingesetzt. Palpation stammt von dem lateinischen Wort *palpare* = streicheln ab und wird in der Medizin als Untersuchung des Körpers durch Betasten definiert. Es ist eines der ältesten Untersuchungsverfahren der Medizin. Man kann mittels Palpation diverse Strukturen z.B. an der Körperoberfläche oder im Operationsgebiet direkt untersuchen oder z.B. Muskeln oder Organe indirekt durch Deckschichten hindurch ertasten. In der Medizin werden dabei die folgenden Qualitäten beurteilt:

- Dimension
- Konsistenz
- Elastizität
- Mobilität
- Druckdolenz

Man benutzt dabei meistens die Tastballen der Finger 2 bis 4 und drückt diese, z.B. beim Palpieren eines Muskels, quer zum Faserverlauf auf die zu untersuchende Stelle. Die Auswahl der Finger folgt auf Grund der dichten Besiedelung von Berührungssensoren. Unterstützende Informationen zur Beurteilung des Widerstandes erhält unser Gehirn aus den Dehnungsrezeptoren der eingesetzten Muskeln und beteiligten Strukturen bzw. Geweben (Lippert 2011; Grunwald und Beyer 2001). In der Manuellen Medizin hat die Palpation, neben der allgemeinmedizinischen Untersuchung und - Befragung einen besonderen Stellenwert im Bereich der Befunderhebung, insbesondere bei der Untersuchung und Beurteilung der Muskelspannung. Da bei der Spannungsmessung kein objektiver, allgemeingültiger Vergleichswert herangezogen werden kann, beurteilt der, meist routinierte Untersucher, das (subjektiv) ermittelte Ergebnis im Bezug zu einem Normbereich, zur kontralateralen Seite oder zu einer vorangegangenen Untersuchung desselben Patienten. Oft wird dabei von dem Begriff Muskelspannungserhöhung bzw. -abnahme gebrauch gemacht. Eine Verspannung wird diagnostiziert, wenn die Patienten einen länger bestehenden und vor allem schmerzhaften Muskeltonus haben. Liegt solch eine funktionelle Störung vor, so gibt es in der Manuellen Medizin keine Einteilungen, wonach die erhobenen Befunde metrisch skaliert werden und sind somit für andere Behandler teils schwer nachvollziehbar sind (Psczolla 1997).

Um die Subjektivität der Befunde, die von der Erfahrung oder Art der Ausbildung des Untersuchers und anderen Faktoren abhängig ist, zu senken, ist die Standardisierung von Behandlungsabläufen national als auch international ein wichtiges Instrument. Dazu tragen Gesellschaften wie die DGMM, die auf der Startseite ihrer Internetpräsenz mit den Worten „forschen – weiterentwickeln – integrieren“ wirbt, als auch die ESSOMM (die European Scientific Society of Manual Medicine) oder die FIMM (die Fédération Internationale de Médecine Manuelle) in Kooperation untereinander bei (DGMM 2012; Patijn 2002). Trotz allem liefern Interraterstudien bezüglich der Reliabilität und Validität lediglich moderate Ergebnisse, während die Interrater- der Intraraterreliabilität deutlich unterlegen ist (Conradi et al. 2003). Um der heutigen, globalen Medizin gerecht zu werden und ein (weltweites) Austausch von Informationen und Ergebnissen der Behandler untereinander zu ermöglichen, ist die Forschung im Bereich von Messapparaturen jeder Art schon jeher ein großes Feld des Interesses gewesen. Die Idee den möglichen Fehler eines Behandlers zu senken und bestmögliche, objektive und vor

allem reproduzierbare Ergebnisse zu erlangen, um am Ende dem Patienten die ideale Behandlung zukommen lassen zu können, ist der wesentliche Motor der Forschung.

5.2.4 Funktionelle Störungen im Muskel

Wenn ein Patient sich zu einem Arztbesuch im Bereich der Manuellen Medizin entscheidet, sind meist Schmerzen die Ursache. Nicht zu selten ist der Grund dieser Schmerzen bei der gestörten Funktion von Skelettmuskeln und Gelenken zu suchen. Nach Buchmann, J. wird der funktionell gestörte Skelettmuskel mit einer manuell palpablen Spannungserhöhung beschrieben, die vor allem bei der Verlängerungsuntersuchung durch ein hartes Endgefühl beim Erreichen einer Barriere verbunden ist (Buchmann 2013). Die verschiedenen Muskelfunktionspathologien für den Skelettmuskel werden durch Janda (2000) folgendermaßen beschrieben:

- myofasziale Triggerpunkte
- Verspannung eines Einzelmuskels
- Verkürzung eines Einzelmuskels
- inkoordinierter Muskel bezüglich seiner Aktivierungsreihenfolge während einer Bewegung
- inhibierter Muskel, z.B. bei einer Agonisten- Antagonistenverschaltung
- reflektorische Muskelspannungserhöhung, Ursachen dafür sind z.B. innere Erkrankungen oder Syndrome
- psychisch- bedingte Muskelspannungserhöhung

Eine eindeutige Definition für einen myofasziellen Triggerpunkt findet man in der Literatur nicht (Simons et al. 2002). Gautschi (2010) hat es klinisch mit folgenden Worten beschrieben: „ein myofaszieller Triggerpunkt ist eine lokal klar begrenzte Zone maximaler Druckempfindlichkeit in einem Hartspannstrang, von der aus die dem Patienten bekannten Schmerzen (lokal oder fortgeleitet) ausgelöst werden können“. TrP entstehen durch Fehl- oder Überbelastung mehrerer Muskelfasern. Da der Kontraktionsknoten einer einzelnen Muskelfaser einen Durchmesser von ca. 100 µm hätte und damit nicht durch Palpation zu bestimmen wäre, ist davon auszugehen, dass an einem Triggerpunkt mehrere Muskelfasern beteiligt sind (Mense 2006). Man unterscheidet aktive von latenten TrP. Nach ihrer Entstehung sind TrP immer im aktiven Zustand, nach einer gewissen Zeit können sie jedoch in den latenten Zustand

übergehen. Ein latenter TrP ist eine empfindliche, kleine Region innerhalb mehrerer, gespannter Muskelfasern. Die Sarkomere verhaaren im kontrahierten Zustand und bedingen dadurch eine Verkürzung dieser Muskelfasern, die in diesem Zustand Hartspannstrang oder „taut band“ genannt werden. Der Hartspannstrang ist vom schnell entstehenden und sich wieder lösenden Muskelkrampf zu unterscheiden (Davies 2006). Sobald man durch Druck einen TrP erreicht, reagiert diese hochsensible Stelle mit Schmerz. Latente TrP können jahrelang unbemerkt im Muskel bleiben und verschwinden nur durch eine gezielte Behandlung. Im Gegensatz dazu kann es beim aktiven TrP bei physiologischer Beanspruchung oder sogar in Ruhe zu Schmerzphänomenen kommen. Ein aktiver TrP kann durch eine Tonuserhöhung den ganzen Muskel verkürzen, wodurch dieser nicht mehr voll dehnbar ist und in seiner vollen Kraftentwicklung eingeschränkt ist (Simons et al. 2002). Ein weiterer Unterschied im Vergleich zum latenten TrP, ist das Phänomen des Übertragungsschmerzes oder im Englischen „referred pain“. Hier sind der Ort des TrP und der empfundene Schmerz bei Palpation nicht identisch. Jeder Muskel folgt einem eigenen, spezifischen Übertragungsmuster, die eine Hauptschmerzzone bedingen, bei manchen Patienten ist bei größerer Reizbarkeit darüber hinaus noch eine Nebenschmerzzone zu finden. Die Lokalisationen dieser Zonen sind für die typischen TrP-Lokalisationen in der Literatur z.B. durch Travell und Simons (2002) oder Davis (2006) gut beschrieben oder auf der Internetpräsenz der NAMTPT (National Association of Myofascial Trigger Point Therapists) direkt einsehbar. Ein anderes, wichtiges Merkmal zur Diagnostik aktiver TrP sind lokale Zuckungen bzw. unwillkürliche Ausweichbewegungen der Patienten unter Reizeinwirkungen, so genannte „jump signs“. Als letztes Unterscheidungsmerkmal des aktiven TrP zum passiven TrP möchte ich autonome Erscheinungen, meist in der Hauptschmerzzone, nennen. Dabei treten sensorische sowie motorische Veränderungen, wie z.B. Schmerz, vermehrte oder verminderte Sekretion, Vasodilatation oder -konstriktion auf (Simons et al. 2002). In der Manuellen Medizin wird für den großen Komplex der durch Triggerpunkte hervorgerufenen Symptombilder vor allem der Begriff myofasiales (Schmerz-)Syndrom verwendet.

5.2.5 Geräte zur Muskeltonusbestimmung

Wie bereits erwähnt spielt der Muskeltonus im Bereich der Manuellen Medizin eine große Rolle. Der Goldstandard Palpation weist bei der Triggerpunktpalpation im

Intra- und Interratervergleich unter erfahrenen Untersuchern eine sehr gute Reliabilität auf, im Gegensatz zu einer geringen Reliabilität bei ungeübten Untersuchern (Schmidt 2009; Bron et al. 2007). Bei der Muskeltonusbestimmung ist im Intra- und Interraterbereich bei ungeübten und erfahrenen Untersuchern die Reliabilität unbefriedigend (Stepp et al. 2011; Holmgren und Waling 2008). In der Literatur taucht der Name „Myotonometer“ schon 1923 im Zusammenhang mit Muskeltonusmessung bzw. Muskelhärtemessung auf. Mangold und Detering (1923) beschrieben damals ein Gerät zur Augeninnendruckmessung, welches ebenfalls die „physiologische Muskelhärte“ messen kann. Steinlechner's (1938) Ansatz zur Muskeltonusmessung ging über den Muskelinnendruck. Der von ihm entwickelte Apparat bekam ebenfalls den Namen „Myotonometer“ (Abb. 2). Seinerzeit wurde mittels Nadeln, die in den Muskel gestochen wurden, der Muskelinnendruck ermittelt. Der Muskelinnendruck sollte ein Maß für den Muskeltonus darstellen.

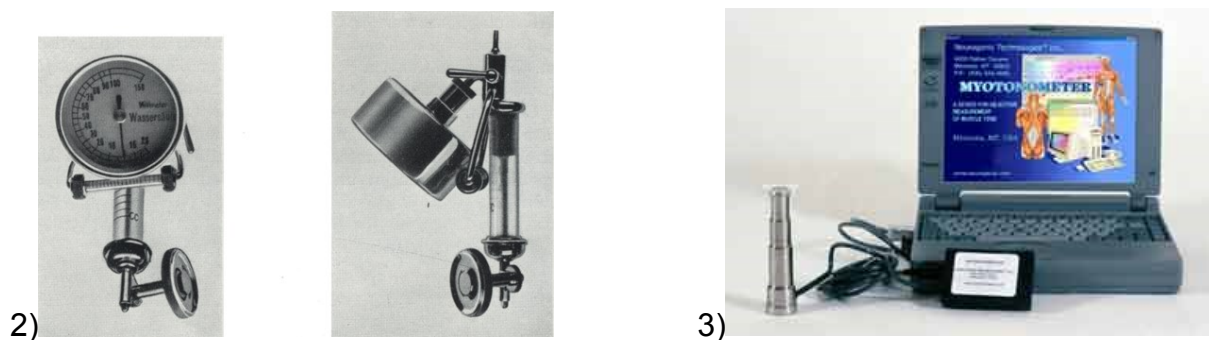


Abb. 2: Steinlechners Myotonometer - „Myotonometer - Ein neuer Apparat zur Messung des Muskeltonus“ – 1938

Abb. 3: Myotonometer (Neurogenic Technologies 2012)

1952 stellt Szirmai ein Gerät zur Messung des Tonus und der Kontraktion der quergestreiften Muskulatur vor. Dieses „Myotonometer“ beruht auf dem Prinzip der Federsklerometrie.

Die moderne Medizin bevorzugt weitergehend nicht- invasive Verfahren zur Diagnostik, um dem Patienten schmerzfrei bzw. schmerzarme Behandlungen und Untersuchungen zu ermöglichen. Der Name „Myotonometer“ wird hingegen immer noch benutzt und ist ein geschütztes Produkt der Firma „Neurogenic Technologies“ ansässig in Missoula, USA (Abb. 3).

Derzeit gibt es mehrere Geräte mit ähnlichem Wirkmechanismus zur Muskeltonusbestimmung wie das bereits erwähnte „Myotonometer“. Das sind z.B. das „MytonPro“, das „CMT“ (computerized muscle tonometer) und das in dieser

Studie verwendete „Tissue Tensiometer“. Bei jedem wird ein Stempel mit definiertem Druck, non- invasiv, in den Muskel gedrückt. Die Eindringtiefe im Verhältnis zur Kraft-Fläche- Konstante gibt das Maß des Muskeltonus an. Das „MyotonPro“ stammt von der Firma „Myoton AS“ aus Tallinn in Litauen (Abb. 4). Bereits 1976 stellte damals die Universität von Tartu ein Muskeltonusmessgerät unter dem Pilotprojekt „Myoton 1“ vor. Seit 1999 gibt es die Firma „Myoton AS“, die sich aus dem Universitätsprojekt entwickelt hat. 2005 wurde das in diversen Studien getestete „Myoton3“ auf den Markt gebracht und 2011 das aktuelle Modell „MyotonPro“.



Abb. 4: MyotonPro (Myoton 2012)

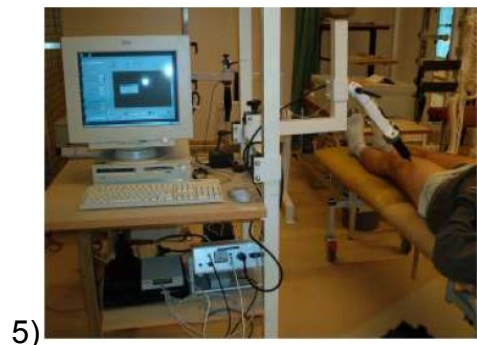


Abb. 5: Darstellung des „CMT“ (Haverinen 2005)

Verschiedene Studien zu den Geräten der Firma „Neurogenic Technologies“ und „Myoton AS“ betrachten beide Geräte („Myotonometer“ und „Myoton3“), auch im direkten Vergleich als gut bis sehr gut reliabel (Leonart et al. 2003; Jarocka et al. 2011; Aird et al. 2011). Das „CMT“ stammt von dem Unternehmen „Medirehabook Ltd.“ aus Muurame in Finnland (Abb. 5). Im Unterschied zu den anderen genannten Geräten, wird hier die Muskeltonusmessung in einer statischen Apparatur computergestützt durchgeführt. Eine veröffentlichte Reliabilitätsuntersuchung durch Ylinen et al. (2006) schätzte das „CMT“ mit einem ICC von 0,85 bis 0,98 als gut bis sehr gut reliabel ein.

Eine andere, ebenfalls nicht- invasive Methode zur Muskeltonusbestimmung beruht auf dem Messen induzierter Schwingungen mit einem piezoelektrischen Sensor. Die Geschichte des „Spineliners“ begann bereits 1987, indem Geräte zur Abgabe definierter Impulsserien entwickelt wurden. Zehn Jahre später, 1997, war Produktionsbeginn der ersten „Spineliner“ – Geräte. Heutzutage findet man neben dem Spineliner, den „PulStar“, den „ProAdjuster“ und von der Firma „Sigma Instruments“ den „S.M.A.R.T.-Adjuster“, die „Ultralign“-Geräteserie und den „ProBackPulse“. Alle stammen im Wesentlichen von der Entwicklung des

„Spineliners“ ab und nutzen ähnliche Geräte und Benutzeroberflächen. Bilder zum Spineliner sind im Kapitel 7.1.1 oder im Internet nachzuschlagen. Die Hauptverbreitung dieser Geräte ist im amerikanischen und asiatischen Raum, allerdings gibt es auch europäische Vertretungen dieser Unternehmen. Studien zur Objektivität, Reliabilität und Validität gibt es von den einzelnen Unternehmen selbst angefertigt und auf ihrer Internetpräsenz publiziert. Dort wird mit guter Funktionsweise und guter bis sehr guter Intrarater- Reliabilität für erfahrene und unerfahrene Anwender geworben (PulStar 2011; Leach et al. 2003).

Ein anderes Verfahren zur Ermittlung des Muskeltonus arbeitet mithilfe der Ultraschall- Technologie. Fischer beschreibt im Jahr 1987 ein mechanisches, handgehaltene Tonometer („mechanical hand- held tonometer“) zur objektiven und quantitativen Messung des Muskeltonus. Durch apparative Führung während der Messung sind Muskeltonusmessgeräte auf Ultraschallbasis ebenfalls als reliabel zu betrachten (Stanton und Kawchuk 2009).

5.3 Testgütekriterien

Bei der wissenschaftlichen Bearbeitung und Auswertung der klinisch gewonnenen Daten, ist stets darauf zu achten, allgemeingültige Gütekriterien einzuhalten, um die Forderung nach einer vergleichbaren und wissenschaftlich- akzeptierten Arbeit einzuhalten. Man unterteilt die Gütekriterien in Haupt- und Nebenkriterien. Hauptgütekriterien sind Objektivität, Reliabilität und Validität. Zwischen den drei Hauptkriterien besteht ein kausaler Zusammenhang. Die Objektivität ist Voraussetzung für die Reliabilität, während die Reliabilität Voraussetzung für die Validität ist. Demnach ist ein Test, der zwar objektiv aber nicht reliabel ist, nicht zwangsläufig, ohne Überprüfung valide. Man kann ebenfalls keinen Test, nur weil er objektiv und reliabel ist, als valide bewerten (Petermann und Macha 2005). Ein idealer Test ist somit objektiv, reliabel und valide. Vergleichbarkeit, Ökonomie, Nützlichkeit und Zumutbarkeit gehören in die Gruppe der Nebenkriterien (Lienert und Raatz 1998). Das Hauptaugenmerk dieser Studie liegt in der Überprüfung der Reliabilität des Spineliners sowie des Tissue Tensiometers. Demzufolge wird dieses Thema in der hier vorliegenden Arbeit am meisten diskutiert, während die weiteren Gütekriterien nur angerissen werden.

5.3.1 Hauptgütekriterien

5.3.1.1 Objektivität

Von der Objektivität wird der Grad „in dem Ergebnisse eines Tests unabhängig vom Untersucher sind“ beschrieben (Bühner 2006). Dieses in der Wissenschaft als elementar zu betrachtende Kriterium wird nochmals unterteilt.

Um eine möglichst hohe Durchführungsobjektivität zu erlangen, müssen die Untersuchungsanordnung und der Untersuchungsablauf maximal standardisiert und das Vorgehen schriftlich dargestellt werden. Je geringer die Standardisierung des Aufbaus und der Durchführung, desto wahrscheinlicher ergeben sich untersucher- oder systembedingte Fehler und senken die Durchführungsobjektivität. Eine Überprüfung der Durchführungsobjektivität wird durch eine mehrfache Durchführung desselben Testes, mit denselben Probanden, aber mit unterschiedlichen Untersuchern durchgeführt. Eine Korrelationsberechnung aus den jeweils ermittelten Daten ergibt ein qualitatives Ergebnis der Durchführungsobjektivität.

Die Auswertungsobjektivität beschreibt wie stark die ausgewerteten Ergebnisse der Rohdaten vom Untersucher abhängen. Durch das ebenfalls schriftliche Aufstellen von eindeutigen Auswertungsregeln und -verfahren wird der Grad der Auswertungsobjektivität gesteigert. Eine hohe Auswertungsobjektivität erhält man, wenn mehrere Untersucher die gleichen Ergebnisse aus denselben Rohdaten ermitteln. Berechnet wird die Ausgabeobjektivität mit dem Cohens Kappa.

Die Interpretationsobjektivität wird charakterisiert durch den Grad der Unabhängigkeit, die der Untersucher zur Interpretation der ermittelten Daten aufweist. Eine hohe Interpretationsobjektivität wird bei geeichten Tests mit keinem Interpretationsspielraum durch den Untersucher erreicht. Die Berechnung der Interpretationsobjektivität ist oft schwierig, da die Korrelation einzelner Aussagen von verschiedenen Untersuchern meist schwierig ist. Wenn mehrere Untersucher aus z.B. einer Kurve einen Wert interpretieren, kann man diesen untereinander korrelieren und erhält ein qualitatives Ergebnis über die Interpretationsobjektivität.

5.3.1.2 Reliabilität

Die Reliabilität beschreibt „den Grad der Genauigkeit, mit dem ein Test ein bestimmtes Merkmal misst, unabhängig davon, ob er dieses Merkmal zu messen beansprucht“ (Bühner 2006). Durch eine hohe Standardisierung der

Untersuchungssituation erhält man reliable Ergebnisse. Die Grundvoraussetzung für eine hohe Reliabilität, ist eine hohe Objektivität. Es gibt unterschiedliche Einteilungsmöglichkeiten ab wann ein Ergebnis reliabel ist. Bortz et al. (2008) haben einen Wert größer gleich 0,5 als ausreichend reliabel eingeschätzt. Die weitere Einteilung ist in Tab. 1 abzulesen.

Tab. 1: ICC- Bewertung (nach Bortz et al. 2008)

Intra- Klassen- Koeffizient	Wertung
> 0,9	hoch
0,7 – 0,9	zufrieden stellend
0,5 – 0,7	ausreichend
< 0,5	nicht ausreichend

Theoretisch ist es möglich einen Wert von $r = 1,0$, den so genannten „wahren Wert“, zu erreichen, was ein vollkommen reliabler Test ergeben würde (Wirtz und Caspar 2002). In der Praxis existiert allerdings kein Test ohne Fehler, somit erhält man bei mehreren Durchführungen Streuwerte um den „wahren Wert“ verteilt. Man kann die Reliabilität ebenfalls in drei Kategorien einteilen, die sich lediglich im Untersuchungsaufbau unterscheiden.

Die Retest- Reliabilität oder auch Test- Retest- Reliabilität beschreibt den Grad der Reliabilität, wenn der gleiche Test wiederholt wird. Die Beurteilungen der Reliabilitäten dieser Studie gehören alle der Test- Retest- Reliabilität an. Es wurden für beide Geräte jeweils die Intrasession- und die Intersession- Reliabilität berechnet. Bei beiden Formen sind Versuchsaufbau und Probanden gleich, jedoch wird bei der Intrasession- Reliabilität an einem Tag hintereinander die Messung wiederholt durchgeführt. Wohingegen die Intersession- Reliabilität Messungen an verschiedenen Tagen mit beliebigem Abstand vergleicht. Wenn verschiedene Untersucher an den gleichen Probanden und Geräten Messungen durchführen, kann die Interrater- Reliabilität berechnet werden, eine weitere Unterform der Retest- Reliabilität.

Die Paralleltest- Reliabilität stellt den Zusammenhang zwischen zwei streng vergleichbaren Tests dar. Dabei wird überprüft, ob z.B. zwei vergleichbare Messverfahren an denselben Probanden gleiche Ergebnisse erzielen.

Wenn kein Retest möglich ist, oder nicht durchgeführt wurde, kann man die Untersuchung in zwei Teile mit gleich großer Stichprobe teilen, um die Reliabilität zu errechnen. Voraussetzung hierbei ist eine ausreichend große Stichprobe um ein signifikantes Ergebnis zu erhalten.

5.3.1.3 Validität

Validität kann vom lateinischen Wort validus zu deutsch kräftig oder wirksam abgeleitet werden oder vom englischen Wort validity mit Gültigkeit oder Aussagekraft übersetzt werden. Die Validität gibt eine Aussage darüber, ob ein Verfahren beziehungsweise ein Vorgang bezüglich seiner Zielstellung geeignet ist.

5.3.2 Nebengütekriterien

Mit der Normierung wird beschrieben, ob eine Untersuchung bzw. die Ergebnisse einer Untersuchung im Bezug zu vergleichbaren Arbeiten einzuordnen sind. Relevante Bedingungen für Normen einer normierten Arbeit sind (Kubinger 1996):

- aktuell
- eine repräsentative Stichprobe
- eine definierte Population

Vergleichbarkeit ist gegeben, wenn min. einer oder mehrere Tests in valider Parallelfarm vorhanden sind (Lienert und Raatz 1998).

Die Ökonomie bezieht sich auf die wirtschaftliche und zeitliche Ausdehnung der gesamten Untersuchung, einschließlich Vorbereitungszeit und Auswertungsdauer. Anschaffungskosten und Materialverbrauch werden ebenso mit in Betracht gezogen, wie die Belastungen für den Untersucher (Moosbrugger und Kelava 2007).

Die Nützlichkeit beschreibt die praktische Relevanz der Untersuchung und ist damit heutzutage wahrscheinlich das wichtigste Gütekriterium. Ein Test ist nützlich, wenn mit ihm die zu untersuchende Fragestellung beantwortet werden kann. Weiterhin sollten die gewonnenen Ergebnisse zu mehr Nutzen als Schaden führen (Moosbrugger und Kelava 2007).

Über das Ausmaß der physischen, psychischen und zeitlichen Belastung für eine Testperson gibt die Zumutbarkeit Auskunft. Dabei sollte die Belastung für den Probanden akzeptabel im Vergleich zum Ergebnis der Untersuchung bleiben (Moosbrugger und Kelava 2007).

5.4 Literaturanalyse

Um einen Überblick über das weite Feld der Muskeltonusbestimmung, vorwiegend durch apparative Techniken, zu bekommen, wurde eine Suche nach Veröffentlichungen von wissenschaftlichen Arbeiten in diesem Themenbereich durchgeführt. Die Suche bezog sich auf die Hauptgütekriterien Reliabilität und Validität von den in dieser Studie angewendeten, vergleichbaren, aber auch klassischen, diagnostischen Verfahren. Da in mehreren Datenbanken und nach unterschiedlichen Schlagworten gesucht wurde, bedurfte es einer gewissen Systematik bei der Herangehensweise. Die Suchtermini wurden unterteilt in drei verschiedene Gruppen:

- Art oder Gerät des Verfahrens
- Muskeltonussynonyme und Hyperonyme
- Gütekriterien

Da die Mehrheit aller veröffentlichten, wissenschaftlichen Arbeiten in englischer Sprache ist, wurden folgende in Abb. 6 dargestellte Begriffe für die Suche ausgewählt.

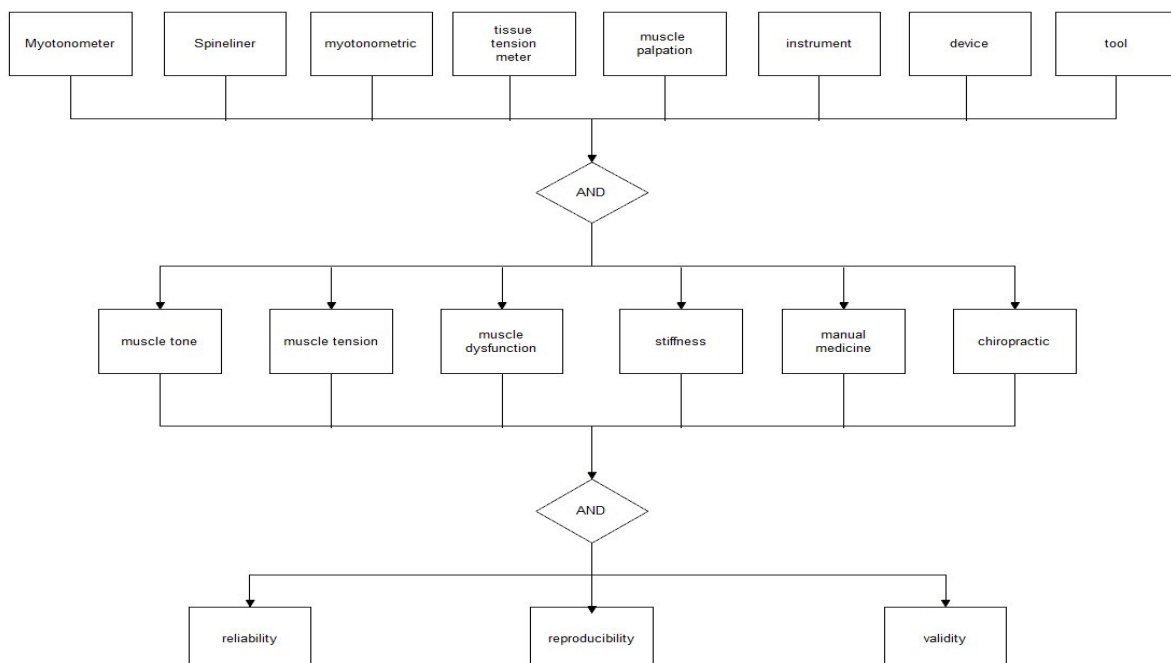


Abb. 6: Flowchart der Suchtermini (eigene Darstellung)

Es wurde jeder Begriff einer Zeile mit jedem Begriff der anderen Zeilen verknüpft, so dass sich am Ende 144 verschiedene Kombinationen ergaben. Die Recherche wurde

auf die letzten zehn Jahre (2002 – 2012) begrenzt und es wurde nur nach deutsch- und englischsprachigen Veröffentlichungen gesucht.

Als erste Datenbank wurde „PubMed“ (Zugang erfolgt über <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>) durchsucht. PubMed ist eine Metadatenbank mit medizinischen Artikeln der US- amerikanischen „National Library of Medicine“ (NLM) mit mehr als 22 Millionen Referenzen die täglich wächst (PubMed 2012; McEntyre und Lipman 2001). Die Suche mit jeder Kombination ergab 175 Treffer, jedoch wurden die Art der Artikel (clinical trial, controlled clinical trial, meta analysis, practice guideline, randomized controlled trial, review, systematic review) eingeschränkt und nur nach vollständig verfügbaren Veröffentlichungen gesucht. Nach Durchsicht aller Ergebnisse blieben zehn für diese Studie relevante Treffer übrig.

Die zweite Studie erfolgte im „Web of Knowledge“. Das ist eine von „Thomson Reuters“ kostenpflichtig zur Verfügung gestellte Zitationsdatenbank, die im „Web of Science“, „Medline“ (NLM) und / oder „Journal Citation Reports“ sucht (Stock und Stock 2003; Web of Knowledge 2012). Hier wurden 608 Treffer gelistet, die unter den gleichen Einschränkungskriterien, welche bereits bei der PubMed- Recherche vorgenommen wurden, zu 13 relevanten Arbeiten führte.

Die dritte, große Datenbank die zur Nachforschung benutzt wurde, ist die von der „Cochrane Collaboration“ bereitgestellte „Cochrane Library“. Das ist eine kostenpflichtige Onlinebibliothek zur Unterstützung der evidenzbasierten Medizin für Ärzte und Wissenschaftler (Cochrane Library 2012). Die Anzahl der hier ermittelten Veröffentlichungen ist, dem hohen Standard an die aufgenommenen Artikel geschuldet, sehr gering. Es wurden lediglich 23 Ergebnisse gelistet, wobei zwei Arbeiten als relevant für diese Studie eingestuft wurden.

Die Recherche wurde noch durchgeführt im Springerlink, einer Onlinebibliothek für Wissenschaft, Technik und Medizin der Springer Science+Business Media S.A. (SpringerLink 2012) und unter scholar.google.de, einer kostenfreien Internetsuchmaschine der Firma „Google Inc.“ für wissenschaftliche Dokumente. Die Suchen ergaben hierbei jeweils mehrere 10000 Treffer, die auch nicht auf ein zu bewältigendes Maß eingeschränkt werden konnten. Somit wurde die Suche auf spezielle Verknüpfungen und einzelne Begriffe, sowie Markennamen begrenzt.

Das hier in der Studie verwendete „Tissue Tensiometer“ gibt es lediglich zwei Mal. Ein Pilotprojekt des Leipziger Unternehmens „Biofeedback Motor Control“ stellte eins

für eine Studie von Buchmann et al. aus dem Jahr 2007 zur Verfügung, das andere dem Institut für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena. Die klinische Studie von Buchmann et al. 2007 untersuchte Triggerpunkte an 20 Probanden an jeweils fünf Zielmuskeln und benutzte zwei Vergleichsmuskeln zur Kontrolle. Im Vergleich zwischen der palpatorischen Identifikation von TrPs und der, mittels dem Tissue Tensiometer, ergab sich eine 82%ige Übereinstimmung. Nach einer speziellen Behandlung (postisometrische Relaxation nach Lewitt) waren bei 90% der Probanden keine TrPs mehr zu Palpieren und das TTM ermittelte eine deutlich geringere Gewebespannung.

Eine Vergleichsstudie von zwei, dem Tissue Tensiometer ähnelnden Geräten wurde 2011 veröffentlicht. Jarocka et al. untersuchte 17 Probanden mit dem „Myotonometer“ und dem „Myoton-3“ am Musculus brachioradialis jeweils in Ruhe und in verschiedenen Anspannungssituationen. Für das Myotonometer wurden Reliabilitätswerte von 0,78 bis 0,93 ermittelt und beim „Myoton-3“ lagen die Werte bei 0,75 bis 1,0 (Jarocka et al. 2011). Lidström et al. (2009) testete an 30 Kindern die Interrater- und Intraraterreliabilität des Myotonometers am Musculus rectus femoris. Die ICC-Werte für beide Gruppen lagen jeweils im Bereich von zufrieden stellend und hoch nach der Einteilung von Bortz et al. 2008. Auch in früheren Arbeiten konnten Intraklassen- Koeffizienten mit den Prädikaten zufrieden stellend und hoch für das „Myotonometer“ ermittelt werden (Aarrestad et al. 2004; Rydahl und Brouwer 2004; Leonard et al. 2003 und 2001; Gubler-Hanna et al. 2007).

Das „Myoton3“ und die Weiterentwicklung „MytonPro“ wurden in diversen Studien untersucht. Aird et al. (2011) untersuchten an 20 Probanden am Musculus rectus femoris in einem Test- Retest- Verfahren die Intraraterreliabilität des „MyotonPro“. Die Intrasession- ICC- Werte wurden mit hoch ($>0,9$) angegeben und bei der Intersessionmessung die ICC- Werte mit zufrieden stellend ($>0,7$). Das „Myoton3“, Vorgängermodell des „MyotonPro“, wurde 2012 von Chuang et al. auf Reliabilität und Validität überprüft. In dieser Arbeit wurden 67 Patienten im mittleren Alter und mehrjährig vergangenem Schlaganfall untersucht. Die Reliabilität lag bei allen Messungen immer im Bereich zwischen zufrieden stellend und hoch. Zusammenfassend lassen sich über die komplette Entwicklungsreihe des Myotons („Myoton2“, „Myoton3“ und „MyotonPro“) zufrieden stellende bis hohe Reliabilitätswerte ermitteln (Zinder und Padua 2011; Ditroilo et al. 2011; Viir et al. 2006; Bizzini und Mannion 2003). Eine finnische Reliabilitätsstudie über ein

computergestütztes Muskeltonometer (CMT) wurde von Ylinen et al. (2006) durchgeführt. Sie untersuchten vom Musculus quadriceps femoris den Musculus rectus femoris und den Musculus vastus intermedius, mit dem bereits im Text vorgestellten Gerät, 10 männliche Probanden und ermittelten Interrater- ICC- Werte von 0,85 bis 0,98. Der ICC von einem Freihand geführten Tonometer lag in dieser Arbeit bei 0,78. Weiterhin wurde ein direkter Zusammenhang zwischen der Muskeldicke und dem Muskeltonus festgestellt, außerdem wurde eine Abnahme der Reliabilität der Muskeltonusmessung bei einer Zunahme der Muskeldicke beobachtet.

Das zweite, in dieser Studie verwendete Gerät, ist der „Spineliner“ des Unternehmens „Sigma Instruments Inc.“. Wie bereits weiter oben im Text erwähnt gibt es Geräte mit gleicher Funktionsweise unter anderen Markennamen. Die Suche in den genannten Datenbanken ergab lediglich einen Treffer bezüglich der Gütekriterien in Kombination zum Gerät. Leach et al. (2003) haben eine Studie mit 18 Probanden zur Intrarater- und Interraterreliabilität angefertigt. Der ICC wurde beim Intraratertest mit 0,78 bis 0,89 angegeben, was mit zufrieden stellend zu bezeichnen wäre. Der Interratertest lieferte ebenfalls ein zufrieden stellendes Ergebnis mit einem ICC von 0,87. In der Zeitschrift „Manuelle Medizin“ des „Springer Verlags“ wurden noch drei weitere Veröffentlichungen zum Thema Spineliner gefunden. Beyer et al. hat 2008 und 2009 jeweils eine Studie mit dem Spineliner angefertigt, in der überprüft wurde, ob sich der Spineliner als objektive Untersuchungsmethode eignet und um weitere Erkenntnisse zur Auswertung der vom Spineliner ausgegebenen Daten zu bekommen. Untersucht wurden 2008 22 und 2009 134 Probanden mit dem Ergebnis, dass sich der Spineliner als Ergänzung zur „ganzheitlichen und gezielten Funktionsuntersuchung in der Manuelle Medizin“ (Beyer et al. 2009) eignet und der Forderung nach Reliabilitätsuntersuchungen. Eine weitere Studie überprüfte die Funktionstüchtigkeit des Spineliners beim Krankheitsbild des oberen Zervikalsyndroms an 21 Probanden mit Hinterhauptkopfschmerz, Schwindel oder Bewegungseinschränkung der HWS (Zahornitzky et al. 2010). Als Fazit dieser Pilotuntersuchung wurde das Gerät als alternative Behandlungsmethode deklariert. Rustler und Tilscher (2004) ermittelten ebenfalls eine positive, schmerzlindernde Wirkung des Spineliners in einer 51 Probanden umfassenden Studie mit HWS-Schmerzen. Bezüglich der Gütekriterien wurde lediglich auf der Internetpräsenz der „ProAdjuster University“ (2012) eine Pilot-Arbeit mit 64 Probanden gefunden. Dort

wurde die Intrarater- und Interraterreliabilität von Untersuchern, die sich als Experten oder Anfänger bezeichnen, mit ICC's im Bereich von 0,67 bis 0,86 bestimmt (Tepe und Zhang (Jahr unbekannt)).

Im Gegensatz zu den maschinellen Tonusbestimmungsmethoden, ist beim traditionellen Verfahren, der Palpation, die Interraterreliabilität oft nicht ausreichend. Holmgren und Waling (2008) haben in einer Studie mit drei palpatorisch erfahrenen Untersuchern an 25 Probanden Kappa-Werte ermittelt, die lediglich im Bereich von 0,11 bis 0,28 sind und damit nur knapp über dem Zufall liegen. Diese Ergebnisse wurden von Haneline und Young in einem 2009 durchgeführten Review zur Intra- und Interraterreliabilität über die Wirbelsäulenpalpation im Wesentlichen bestätigt. In dieser Nachprüfung wurden 350 Studien durchgesehen und 29 erfüllten die Einschlusskriterien. Als globales Ergebnis wurden durchgehend niedrige Palpationsreliabilitäten ermittelt. Keine Methode der Palpation lieferte überlegene Ergebnisse, jedoch konnten bei der Schmerzpalpation ausreichende Kappa-Werte gefunden werden. Im Gegensatz zu dieser Studie, erreichten Conti et al. (2002) in einer Interrateruntersuchung der Kau- und Halsmuskulatur ICC's von 0,56 am Musculus masseter bis 0,84 am Musculus sternocleidomastoideus. In dieser Arbeit wurden 32 Probanden drei Mal von vier verschiedenen Untersuchern beurteilt. Einen Verbesserungsvorschlag zur Steigerung der Palpationsreliabilität konnten Holsgaard-Larsen et al. (2010) mit einer Untersuchung eines eigens entwickelten „Palpations Trainers“ erbringen. Jeweils 30 erfahrene und unerfahrene Untersucher wurden randomisiert in eine Gruppe mit Training am „Palpations Trainer“ und eine ohne Training eingeteilt. Im Vergleich zur Kontrollgruppe konnten die erfahrenen und unerfahrenen Untersucher mit Training deutlich bessere Palpationswerte im Bereich der Spannungsänderung vorweisen und die Erfahrenen verbesserten sich zusätzlich noch im Bereich der Spannungseinschätzung.

Zur Muskeltonusbestimmung mittels Ultraschall veröffentlichte Kawchuk et al. (2006) eine Studie. Getestet wurden drei verschiedene Systeme zur Beurteilung der simulierten Gewebesteifigkeit an speziellen Matten, eine komplett computergesteuerte-, in einem festen Apparat funktionierende Einheit ohne Untersuchereinfluss, eine weniger starre, mechanisch assistierende Einheit und eine Freihand benutzte Einheit. Die größte Genauigkeit brachten die computergesteuerte und –assistierte Einheiten, während die Freihand Einheit signifikant schlechtere Ergebnisse ermittelte. Als Fortsetzung dieser Studie folgte eine Arbeit von Stanton

und Kawchuk (2009) mit der assistierten Einheit. Es wurden 23 symptomlose Probanden untersucht, zur Bestimmung der Intraraterreliabilität. Die ICC's von beiden Untersuchern lagen mit 0,91 und 0,93 im hohen Bereich. Auf Grund der einfachen, kostengünstigen und transportablen Anwendung wird ein Einsatz im klinischen Bereich empfohlen.

Über die Suche nach ähnlichen Geräten, konnte noch ein Instrument zur Triggerpunktidentifikation gefunden werden. Hunter et al. (2010) führten eine Untersuchung an 40 Probanden zur Triggerpunktbestimmung mittels dem „muscle pain detector device“ (MPDD) im Vergleich zur palpatorischen Bestimmung durch. Der MPDD erkannte signifikant mehr schmerzhaft Muskeln und konnte palpatorisch bestimmte Muskeln als fehlerhaft bestimmt und schmerzfrei ausschließen. Im zeitlichen Verlauf konnte eine signifikante Schmerzsenkung in der Gruppe mit MPDD bestimmten Triggerpunkten im Vergleich zur Kontrollgruppe erreicht werden.

Zusammenfassend betrachtet, gibt es sehr viele Geräte auf dem Markt zur Bestimmung des Muskeltonus. Viele Geräte überprüfte man hinsichtlich der Gütekriterien, wurden als praktikabel eingeschätzt und erreichten dabei reliable Ergebnisse. Für die beiden in dieser Studie eingesetzten Geräte lassen sich keine Studien bezüglich der Reliabilität in den hier benutzten Datenbanken finden.

Tab. 2: Datenbanken- und Ergebnisübersicht (* = zusätzlich eingeschränkte Suche)

Datenbank	Treffer	relevante Arbeiten
PubMed	175*	10
Web of Knowledge	608*	13
Cochrane Library	23	2
Google Scholar	ca. 11000	-
Springerlink.com	ca. 14000	-

6 Hypothesen

- 1) Messungen der Gewebespannung durch Spineliner sind reliabel ($ICC > 0,7$).
- 2) Messungen der Gewebespannung durch das Tissue Tensiometer sind reliabel ($ICC > 0,7$).
- 3) Gruppenunterschiede des Gewebespannungsbefundes lassen sich mit dem Spineliner ähnlich zuverlässig detektieren, wie mit dem „Goldstandard“ Palpation.
- 4) Gruppenunterschiede des Gewebespannungsbefundes lassen sich mit dem Myotonometer ähnlich zuverlässig detektieren, wie mit dem „Goldstandard“ Palpation.
- 5) Bei entspannter Muskulatur haben Männer einen höheren Muskeltonus als Frauen.

7 Material und Methodik

Das folgende Kapitel soll Aufschluss geben, über die verwendeten Instrumente, die untersuchte Stichprobe, sowie den gesamten Versuchsablauf und die eingesetzten, statistischen Methoden zur Auswertung der Ergebnisse. Bevor diese Studie begonnen werden konnte, wurde ein Antrag über „Muskeltonusmessung mittels Spineliner und Tissue Tensiometer“ bei der Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena eingereicht. Unter der Bearbeitungs- Nummer 2920-09/10 wurde dieser ohne ethische und berufsrechtliche Bedenken bewilligt. Ein genehmigter Ethikantrag ist eine Bedingung für wissenschaftliches Arbeiten mit Probanden an einer Medizinischen Fakultät einer Hochschule.

7.1 Geräte

7.1.1 Spineliner – Aufbau und Funktionsweise

Der Spineliner ist ein Gerät der Firma „Sigma Instruments Inc.“ aus Cranberry Township, Pennsylvania, USA, dass auf Basis der Resonanz Funktionsstörungen des Stütz- und Bewegungssystems diagnostizieren und behandeln soll. Es besteht aus einer Messeinheit mit verschiedenen Aufsätzen und einen PC-System mit spezieller Diagnostik- und Auswertungssoftware (siehe Abb. 7).



Abb. 7: Spinelinereinheit – angepasste Abb. aus Spinelinerhandbuch

Die Diagnostik- und Therapieeinheit gliedert sich in Sensorkopf, piezoelektrischen Sensor, Amboss, Hammer, Spule und Drucksensor (siehe Abb. 8).

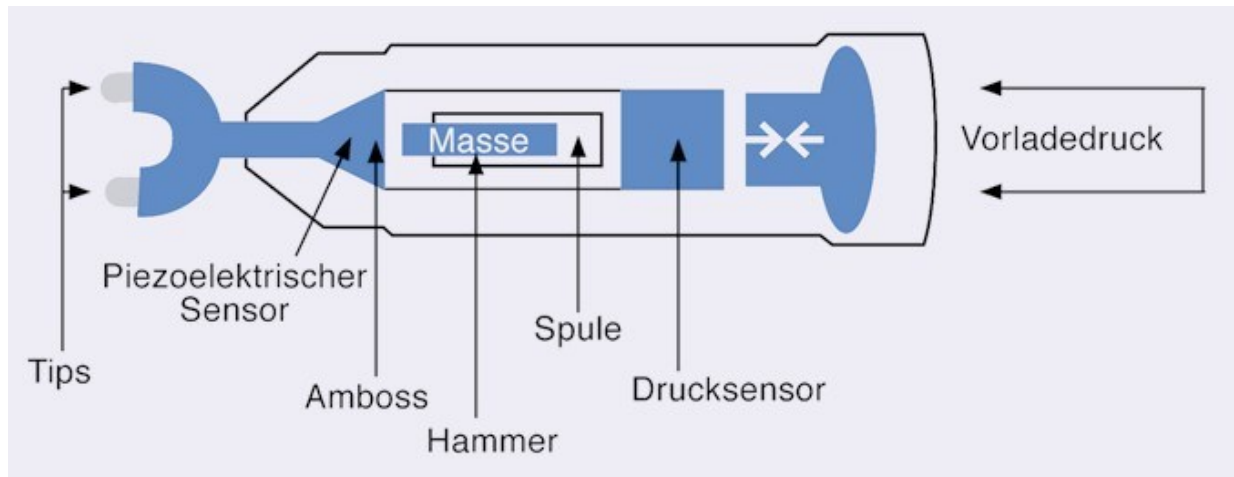


Abb. 8: schematische Darstellung der Spineliner Sensoreinheit (Abb. aus Spinelinerhandbuch)

Die in diesem Kapitel dargestellten Grundlagen der Physik stammen aus Lüders und von Oppen Lehrbuch der Experimentalphysik (2008). Resonanz wird in der Physik definiert, durch das verstärkte Mitschwingen eines schwingungsfähigen Systems, wenn die Frequenz der Anregung nahe oder gleich der Eigenfrequenz des Systems liegt. Die induzierte Amplitude ist abhängig von der Erregerfrequenz und der Dämpfung. Theoretisch kann sich die Amplitude in einem dämpfungsfreien System bis ins unendliche Aufschaukeln. Man würde dann von einer so genannten Resonanzkatastrophe sprechen. Tatsächlich herrscht aber in jedem realen System eine Dämpfung. In der Physik wird sie mit „Lehr’scher Dämpfung“ beschrieben und wird charakterisiert, durch das Abschwächen einer Schwingung in einem schwingfähigen System oder durch die komplette Verhinderung von Schwingungen. Die vom Spineliner induzierte Schwingung wird durch einen piezoelektrischen Sensor gemessen, diese können z.B. Druck, Beschleunigung, Spannung oder Kraft registrieren. Der Piezoeffekt entsteht, wenn Druck auf verschiedene Kristalle (nichtreguläre Kristalle mit einer polaren Achse z.B. Quarz) einwirkt. Diese werden elastisch verformt, wodurch eine Änderung der elektrischen Polarisierung bedingt wird. Dadurch tritt eine elektrische Spannung auf, welche z.B. gemessen werden kann. Der Sensorkopf des Spineliners wird auf einen markierten Messpunkt aufgesetzt und mit den Fingern gestützt. Um den Spineliner auszulösen muss eine Vorspannung von 2,7 kg überwunden werden. Daraufhin wird ein elektromechanisch generierter Impuls mit einer Dauer $<1\text{ms}$ und einer Stärke von $421,84\text{g/cm}$ abgegeben. Dieser dringt durch Haut und Gewebe auf die darunter liegende Struktur, z.B. in die

Muskulatur. Die induzierte Schwingung wird registriert und in der Software als Kurve (siehe Abb. 9) der Schwingungsamplituden in Abhängigkeit zurzeit ausgegeben.

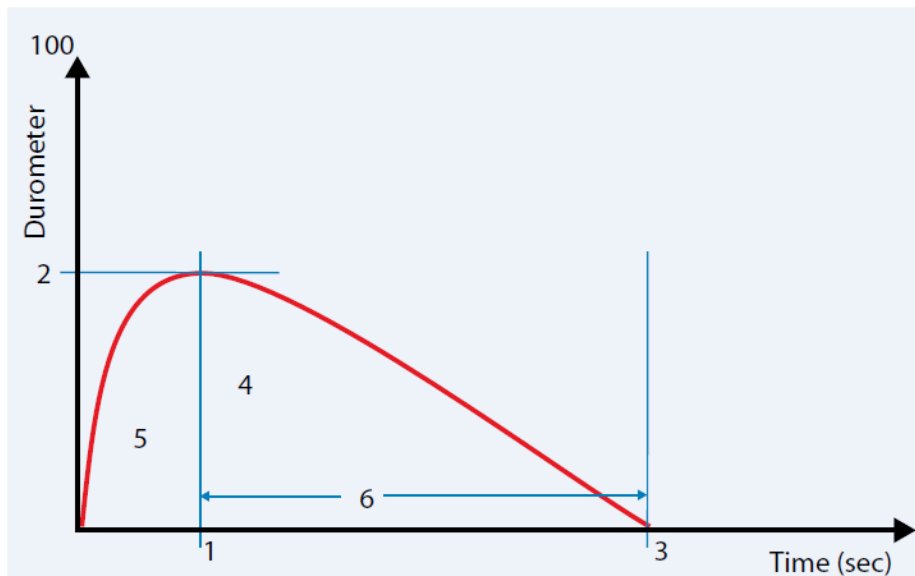


Abb. 9: Schematische Darstellung der Spinelinerkurve (Beyer et al. 2009)

1 = Zeit bis zum Amplitudenmaximum

2 = Amplitudenmaximum

3 = Gesamtzeit

4 = Fläche unter der Kurve

5 = Fläche bis zum Amplitudenmaximum

6 = Dämpfungsdauer

Darüber hinaus werden im Ausgabemenü (siehe Abb. 10) des Spineliners noch die Werte Fixation, Mobility, Frequency und Motoricity angezeigt.

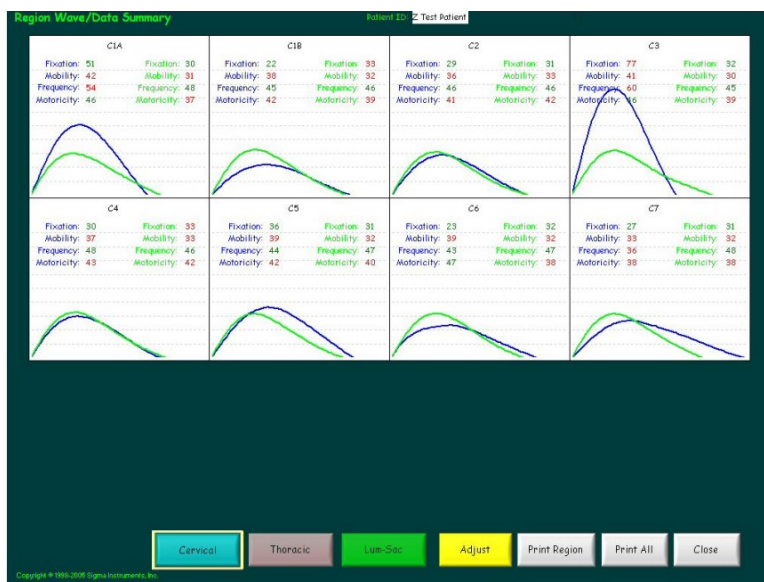


Abb. 10: Screenshot des Ausgabemenüs (angepasste Abb. aus dem Spineliner Handbuch)

Fixation wird als Gewebewiderstand beschrieben. Mobility ist das Verhältnis aus der Zeit bis zum Amplitudenmaximum zur Gesamtzeit multipliziert mit 100 und ist somit einheitenlos. Die Frequency berechnet sich aus dem Quotienten von 0,5 zur

Gesamtzeit und stellt so eine Frequenz dar, mit der Einheit 1/s oder Hz. Das Verhältnis aus der Fläche unter der Kurve bis zum Amplitudenmaximum zur Gesamtfläche mal 100 wird als Motoricity ausgegeben. Dieses Ergebnis ist ebenfalls ohne Einheit. Die einzelnen Werte die zur Berechnung der dargestellten Ergebnisse herangezogen Werte sind nicht einsehbar.

Da in dieser Arbeit der Muskeltonus im Vordergrund steht, wurde für die Berechnungen ausschließlich die Fixation benutzt.

7.1.2 Tissue Tensiometer – Aufbau und Funktionsweise

Das hier eingesetzte „Tissue Tensiometer“ (TTM) ist eins von zwei Prototypen der Firma „Biofeedback Motor Control“ aus Leipzig, Deutschland. Die Funktionsweise basiert auf dem Messen des Weges bzw. der Eindringtiefe im Verhältnis zur vorher festgelegten Kraft und einer definierten Stempelfläche.

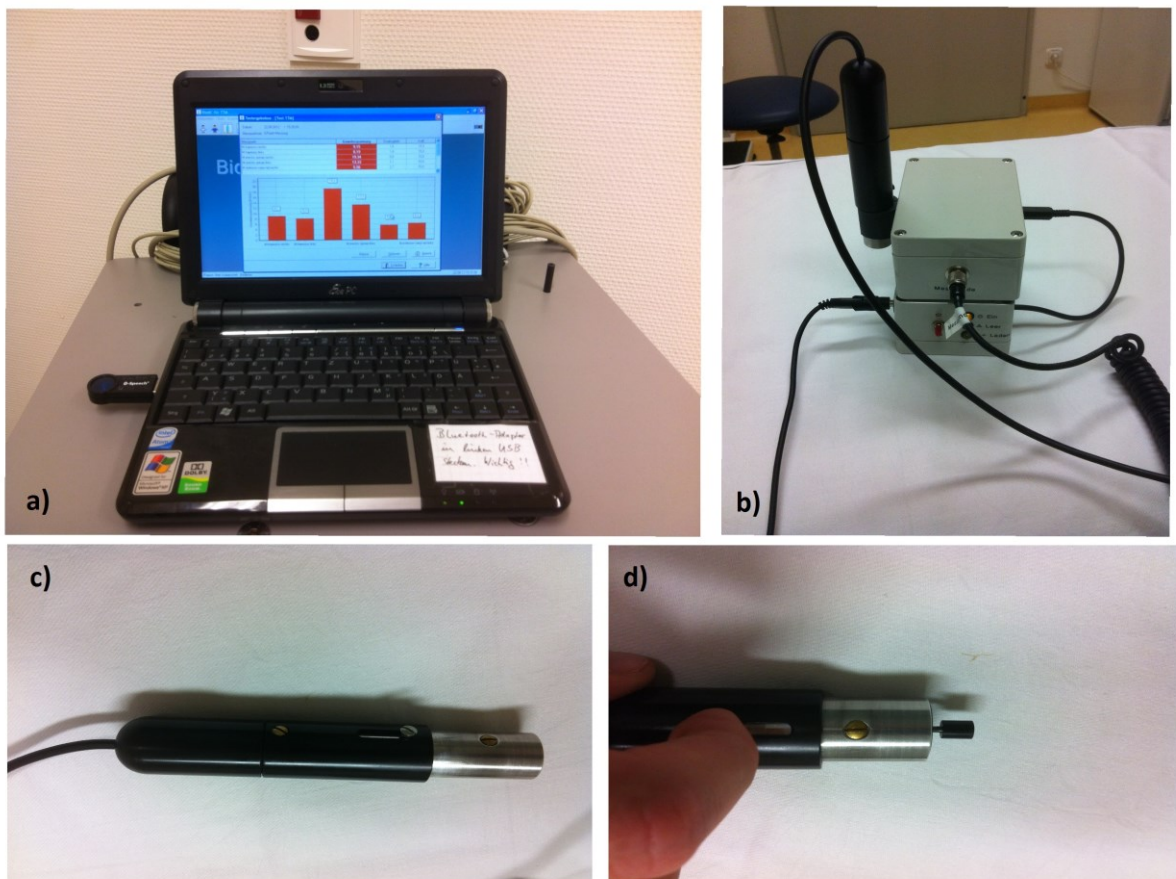


Abb. 11: a) PC-System des TTM

b) Messeinheit und Datenübertragungsmodul des TTM

c) Messeinheit

d) Messeinheit mit ausgefahrenem Stempel

Das TTM besteht analog zum Spineliner aus einer Messeinheit (siehe Abb. 11c) mit einem fest installierten Stempel (Abb. 11 d) und einen PC-System mit spezieller Diagnostik- und Auswertungssoftware (Abb. 11 a). Beide Systeme (Spineliner und TTM) funktionieren unter Mithilfe eines Laptops komplett Batteriebetrieben, was den mobilen Einsatz ermöglicht. Anders als beim Spineliner sind Messeinheit und PC-System nicht per Kabel verbunden, sondern Übertragen die Daten via Bluetooth, einer speziellen Funktechnik für kurze Distanzen (Abb. 11 b). Die Messeinheit besteht aus einer beweglichen Auflagefläche, aus deren Mitte unter senkrechtem Druck ein Stempel in das zu untersuchende Gewebe drückt. Im Gegensatz zum Spineliner kann der Benutzer die maximale Eindringkraft des Stempels vor der Messung im Bereich von 1 bis 15 N selbst festlegen. Die Software registriert automatisch, wann ein Messvorgang gestartet wird und beendet die Messung mit Erreichen der eingestellten Maximalkraft. Auf dem Bildschirm erscheint eine Kurve des Weges in Abhängigkeit zur Gegenkraft des Gewebes (Abb. 12).

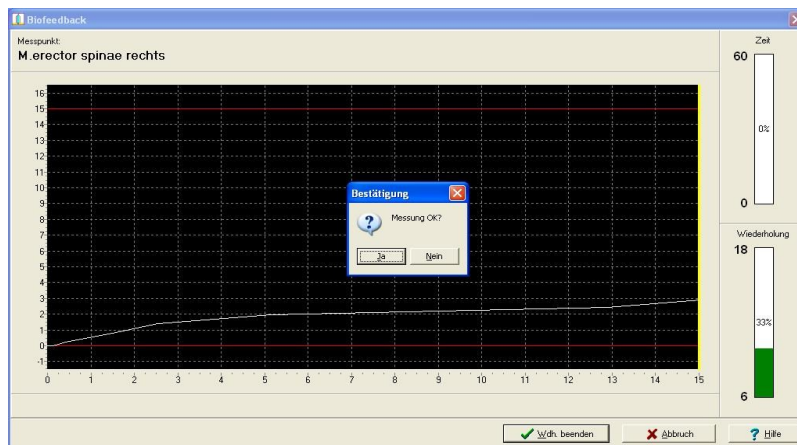


Abb. 12: Screenshot aus der „TTM“ – Software

Unter dem Menüpunkt „Testergebnisse“ kann man sich alle eingestellten und gemessenen Parameter anschauen und ggf. ausdrucken (Abb. 13). Die Gewebespannung wird in N pro mm angegeben in Referenz zur Eindringtiefe und der eingestellten Maximalkraft.

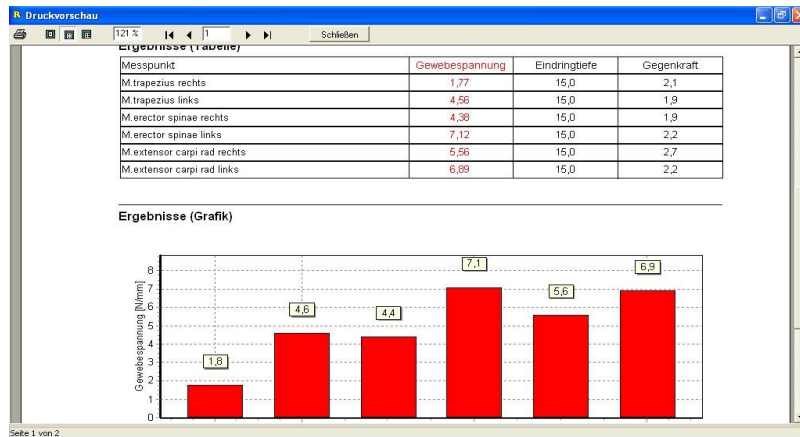


Abb. 13: Screenshot der „Testergebnisse“ aus der „TTM“- Software

In dieser Studie wurde für alle Berechnungen in Zusammenhang mit dem TTM der Wert der „Gewebespannung“ benutzt, der als Größe für den Muskeltonus dient.

7.2 Probandengruppe

Für diese Studie wurden insgesamt 50 Probanden und Patienten gesucht, welche auf Ein- und Ausschlusskriterien hin überprüft wurden. Als Einschlusskriterien wurden ein Alter zwischen 20 und 70 Jahren festgelegt und eine vor der Untersuchung unterschriebene Einverständniserklärung musste vorliegen. Ausschlusskriterien für die Probanden und Patienten waren folgende Punkte:

- bekannte myopathische Erkrankungen
- Operationen und/oder Traumata des muskuloskelettalen Systems im letzten halben Jahr
- Muskelrelaxantien in der aktuellen Medikation

Die Probandengruppe wurde in Probanden und Patienten unterteilt, wobei die Probanden Klinikumsmitarbeiter und Studenten waren und die Patienten Teilnehmer der „Kopfschmerzgruppe“ des mitteldeutschen Kopfschmerzzentrums der Klinik für Neurologie. Diese Patienten leiden unter chronischen Kopfschmerzen und unterziehen sich einer multimodalen und interdisziplinären Therapie zur Linderung bzw. Beseitigung ihrer Symptomatik. Dazu gehören unter anderem, aktive Behandlungen, wie z.B. Bewegungstherapien und Nordic Walking, aber auch spezielle Schulungen sowie ärztliche und psychologische Einzelgespräche. Aufnahmekriterien für die „Kopfschmerzgruppe“ sind:

- chronischer Kopfschmerz mit über 15 Kopfschmerztagen pro Monat

- Einnahme von Schmerz- und Migränemitteln von mehr als 10 Tagen im Monat
- klinisch manifeste, signifikante Komorbidität wie Depression, schwere Angsterkrankung oder Somatisierungsstörung
- Krankschreibung von mehr als drei Wochen

Kopfschmerzen sind ein weit verbreitetes Krankheitsbild in der Gesellschaft und führen im chronischen Verlauf meist zu einer deutlichen Verschlechterung der Lebensqualität. Entweder als Ursache oder Folge stehen Schmerzen im Nacken-/Schulterbereich oft im direkten Zusammenhang mit dem Kopfschmerz (Blaschek et al. 2012). Aufgrund dessen erfolgte die Auswahl der Patientengruppe als Vergleichsgruppe mit einem potentiell höheren Muskeltonus, um Gruppenunterschiede mit den eingesetzten Geräten zu detektieren bzw. aufzudecken und damit Informationen für die Validität der ermittelten Werte zu erlangen.

Alle in dieser Studie untersuchten Probanden und Patienten erfüllten die geforderten Kriterien bezüglich Ein- und Ausschluss.

Die Stichprobe hatte ein durchschnittliches Alter von 34 Jahren \pm 10 Jahre. Zum Zeitpunkt der Untersuchung waren der jüngste Teilnehmer 20 und der älteste 66 Jahre alt, davon waren 13 männliche und 37 weibliche Teilnehmer.

Die Patientengruppe umfasste 19 weibliche und ein männliches Mitglied mit einem Durchschnittsalter von 39 \pm 11 Jahren. 18 weibliche und 12 männliche Teilnehmer mit einem Durchschnittsalter von 31 \pm 8 Jahren gehörten der Probandengruppe an.

7.3 Versuchsablauf

7.3.1 Vorbereitungen

Allen Probanden und Patienten wurde vor Versuchsbeginn ein Informationsblatt ausgehändigt, in dem der Versuchsablauf erklärt wurde. Es wurde darauf hingewiesen, dass es sich um ein nichtinvasives Verfahren handelt, d.h. kein Instrument durchdringt die Haut. Weiterhin wurde darüber aufgeklärt, dass es zwei Versuchstage gibt und am ersten Tag die Messungen nur mit den Geräten (Spineliner und TTM) durchgeführt werden und am zweiten Tag zusätzlich noch ein Facharzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin jeden einzelnen untersucht und den Muskeltonus bewertet.

Als zweites bekam jeder Teilnehmer eine Einverständniserklärung, in der noch mal auf die Freiwilligkeit und Anonymität hingewiesen wurde (siehe Anhang).

Während der Vorbereitung des Untersuchungsraumes wurden die Geräte Spineliner und TTM angeschlossen und am Kopfende der Probandenliege gut zugänglich positioniert.

Die jeweiligen Computer wurden hochgefahren und die benötigten Programme geöffnet. Bei beiden Programmen kann man eine digitale Patientenkartei anlegen und die gewonnen Daten speichern und später gegebenenfalls erneut abrufen. Der Vorteil des Tissue Tensiometer- Programms liegt in der Individualisierbarkeit der Messreihen. Das heißt, man kann die gewünschte Anzahl der Messpunkte, sowie der jeweiligen Wiederholungen selbst definieren. Die Software des Spineliners ermöglicht nur die voreingestellten Messreihen für die Wirbelsäulengelenkdiagnostik zu benutzen. Aufgrund dessen wurde eine entsprechende Legende angefertigt, in der dem jeweiligen Wirbelkörper ein Muskel zugeordnet wurde. Nachdem die entsprechenden Daten in die Programme für den jeweiligen Probanden eingepflegt waren, war der Untersuchungsraum vorbereitet.

7.3.2 Versuchsbeginn

Zum Versuchsbeginn wurde mit jedem Teilnehmer noch ein einführendes Gespräch geführt, in welchem Fragen der Teilnehmer beantwortet wurden, die Ein- und Ausschlusskriterien überprüft und der Versuchsablauf nochmals mündlich erläutert wurde. Am Ende dieses Gespräches wurden die beiden vorher ausgehändigten Dokumente (Einverständniserklärung und Patienteninformationsblatt siehe Anhang) von den Teilnehmern unterzeichnet.

Danach wurde der jeweilige Proband auf einer Patientenliege positioniert. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Proband entspannt auf dem Bauch liegt, die Füße an der Liege überstehen, um eine mögliche Anspannung diverser Muskeln auszuschließen und die zu untersuchenden Regionen frei zugänglich sind. D.h. Oberkörperbekleidung musste abgelegt werden und bei langer Beinbekleidung musste diese ebenfalls ausgezogen werden.

7.3.3 Untersuchte Muskeln und Messpunktbestimmung

In dieser Studie wurden folgende Muskeln untersucht:

- Musculus trapezius descendens
- Musculus erector spinae pars lumbalis
- Musculus gastrocnemius lateralis

Aus folgenden Gründen wurden diese Muskeln für die Untersuchung ausgewählt:

- oberflächlich gelegen
- leicht zu erreichen
- meist kein oder wenig Fettgewebe über dem Muskel
- keine anderen Muskeln liegen darüber
- gut palpabel und auffindbar
- häufig verspannt unter Kopfschmerzsymptomatik (Blaschek et al.2012)
- ist in der Seniam - Bibliothek als Muskel mit definierten Messpunkten hinterlegt

Der Messpunkt für den M. trapezius descendens befindet sich auf halber Strecke zwischen dem Dornfortsatz C7 und dem Acromion (siehe Abb. 14). Dieser Punkt wurde aufgesucht und markiert.

Danach wurde der Messpunkt des M. erector spinae pars lumbalis ermittelt und angezeichnet. Dieser befindet sich ca. 2 cm seitlich der Dornfortsatzreihe auf Höhe der Bandscheibe L3/4 (siehe Abb. 15).

Als letztes wurde der M. gastrocnemius lateralis aufgesucht. Dieser Messpunkt befindet sich auf einem Drittel der Strecke, zwischen dem prominentesten Anteil des Fibulakopfes und der Ferse (siehe Abb. 16). Alle Messpunkte wurden mit einem langlebigen, wasserfesten Hautmarker markiert, welcher auch am zweiten Versuchstag noch sichtbar war.

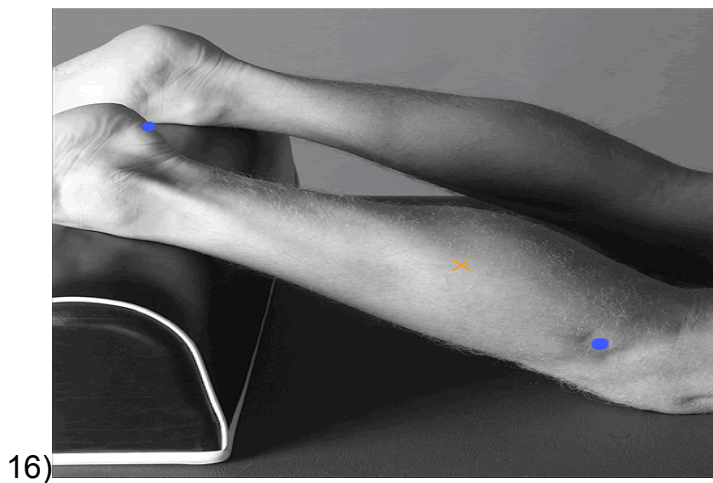


Abb. 14: Messpunkt M.trapezius pars descendens (Abb. aus Seniam)

Abb. 15: Messpunkt M.erector spinae pars lumbalis (Abb. aus Seniam)

Abb. 16: Messpunkt M.gastrocnemius pars lateralis (Abb. aus Seniam)

7.3.4 Versuchsdurchführung

Begonnen wurde die Messung mit dem Gerät Spineliner. Am Messinstrument des Gerätes wurde der Stempel mit einem Durchmesser von 18 mm eingespannt. Im Softwaremenu des Spinelinerprogramms wurden alle Einstellungen getätigt um zum Messteil des Programms zu gelangen. Danach wurde die erste Messung am Musculus trapezius descendens rechts durchgeführt. Das Messinstrument wurde senkrecht auf den Messpunkt aufgesetzt und geführt bis zum Erreichen der Vorspannung (wird durch ein klicken signalisiert) nach unten gedrückt. Am Bildschirm des Gerätes war die weiter oben beschriebene Spinelinerkurve zu sehen und ein akustisches Signal bestätigte die Messung und der Messpunkt konnte gewechselt werden. Die Muskeln wurden immer paarweise gemessen, erst rechts dann links.

Nach jedem Messzyklus (alle drei Muskelpaare) ertönte ein weiteres, höheres, akustisches Zeichen und die Messergebnisse wurden in einer digitalen Akte einwandfrei zuordenbar mit Namen, Geburtsdatum und Untersuchungsdatum gespeichert. Aufgrund der vorherigen Markierung der Messpunkte, konnten die Untersuchungen an immer denselben Stellen sichergestellt werden.

Nach Ablauf von drei Messzyklen mit dem Spineliner, wurde das Gerät gewechselt und das TTM kam zum Einsatz. Dort wurde ebenfalls die mitgelieferte Software bis zur Messbereitschaft durchgearbeitet und der Messvorgang konnte beginnen. Das Messinstrument wurde senkrecht von oben, von der anderen Hand geführt, nach unten gedrückt. Im Unterschied zum Spineliner, ist hier bei Erreichen der Vorspannung kein akustisches oder mechanisches Signal zu hören. Die Messung wird zwar von der Software automatisch beendet, aber man ist trotzdem darauf angewiesen den Bildschirm im Auge zu haben, um das Ende der Messung zu erkennen, damit dem Probanden keine Schmerzen durch zu starkes Drücken zugefügt werden. Beim TTM wurden ebenfalls pro Messzyklus die Muskelpaare trapezius descendens, erector spinae pars lumbalis und gastrocnemius lateralis von cranial in Richtung caudal gemessen, jeweils rechts angefangen. Nach jedem Durchgang wurden die Ergebnisse, analog zum Spineliner in einer digitalen Patientenakte gespeichert. Der Zyklus wurde hier am ersten Tag ebenfalls drei Mal wiederholt.

Am nächsten Tag erfolgte die zweite Messung. Es wurde bei gleicher Versuchsanordnung jeweils nur ein Messzyklus durchgeführt. Danach wurde bei jedem Probanden und Patienten eine Palpation der Muskelpaare von einem Facharzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin durchgeführt und die Ergebnisse schriftlich festgehalten. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde folgende Nomenklatur festgelegt:

- 1.1 = erster Tag, erste Messung
- 1.2 = erster Tag, zweite Messung
- 1.3 = erster Tag, dritte Messung
- 2.1 = zweiter Tag, erste Messung

Somit ergibt sich folgendes Flussschema für den Versuchsablauf:

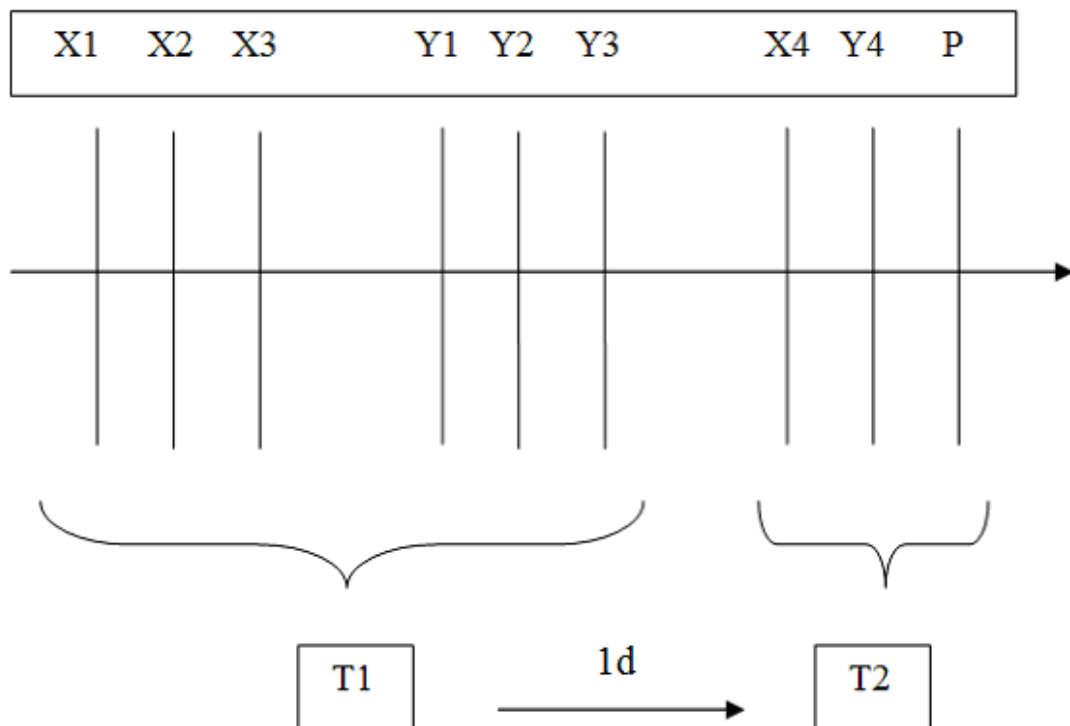


Abb. 17: zeitlicher Ablauf

X1-X3: Messungen des Untersuchers 1 mit Gerät 1, erster Tag (1.1 – 1.3)

Y1-Y3: Messungen des Untersuchers 1 mit Gerät 2, erster Tag (1.1 – 1.3)

X4: Messung 4 des Untersuchers 1 mit Gerät 1, zweiter Tag (2.1)

Y4: Messung 4 des Untersuchers 1 mit Gerät 2, zweiter Tag (2.1)

P: Palpationsuntersuchung durch Untersucher 2, zweiter Tag

T1: Tag 1

T2: Tag 2

7.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung, zur Diagramm- und Tabellenerstellung wurden die Programme „Microsoft Excel XP“, „Microsoft Word XP“ und „SPSS 15.0“ benutzt. Fachkundige Hilfe zur korrekten, statistischen Bearbeitung wurde durch Mitarbeiter des „Medizinischen Theoretischen Instituts“ des Universitätsklinikums Jena geleistet.

7.4.1 Reliabilität

Zur Berechnung der Intra- Klassen- Korrelation (ICC) des quadratisch gewichteten Kappa- Koeffizienten wurde das Programm „SPSS 15.0“ benutzt. Es wurden alle Muskeln zur Beurteilung mit einbezogen. Für die Intrasession- Reliabilität wurden die Einzel- Kappa- Koeffizienten jeden Gerätes (Spinelineer und TTM) jeweils nach dem Schema 1.1 zu 1.2, 1.2 zu 1.3 und 1.1 zu 1.3 berechnet. Der Gesamt- Kappa- Koeffizient (Overall-Kappa) wurde aus 1.1 zu 1.2 zu 1.3 ermittelt. Die Intersession- Reliabilität wurde wieder über den Einzel- Kappa –Koeffizienten aus 1.1 zu 2.1 ermittelt. Es wurde jeweils ein Zwei-Weg, gemischtes Modell gewählt mit absoluter Übereinstimmung (McGraw und Wong 1996).

7.4.2 Seiten- und Rechts/ Links Vergleich

Die Unterschiede zwischen den einzelnen Muskeln untereinander und ein Rechts– Links- Vergleich der Muskeln sollte beurteilt werden. Um eine Aussage über die Frage, ob bedeutende Unterschiede der Messgrößen vorliegen, zu treffen wurde die statistische Signifikanz ausgerechnet. Hierbei wurde der T-Test für verbundene Stichproben verwendet und das Konfidenzintervall wurde auf 95% festgelegt. Verglichen wurde immer innerhalb eines Gerätes. Zunächst wurden die Muskelpaare im Vergleich Rechts zu Links betrachtet und danach alle Muskeln einer Seite zueinander. Um einen aussagekräftigen Wert zu erlangen ist eine Stichprobe von mindestens größer gleich 30 Teilnehmern Voraussetzung. Die Stichprobenanzahl dieser Studie liegt bei 50 Personen, wobei 30 davon Probanden und 20 Patienten waren. Um einen Vergleich dieser zwei Personengruppen durchzuführen ist der T- Test für unverbundene Stichproben laut dem zentralen Grenzwertsatz der Statistik ungeeignet bzw. zu hinterfragen. Dieser besagt, dass erst bei einem hinreichend großem Stichprobenumfang die Verteilung der Mittelwerte der Messdifferenzen in eine Normalverteilung übergeht (Bortz 1999). Deswegen wurde hier zur Berechnung der Mann- Whitney- U- Test angewandt. Dieser ist zur Berechnung der statistischen Signifikanz von einer Stichprobe ab 20 Teilnehmern geeignet. Ebenfalls wurde die Signifikanz der Messdaten des jeweiligen Muskels pro Gerät im Vergleich Probanden zu Patienten berechnet.

7.4.3 Korrelation

Um eine mögliche Korrelation, einmal zwischen den gemessenen Werten der Geräte und zum anderen, zwischen jeweils einem Gerät und den Ergebnissen des palpierenden Arztes darzustellen, wurde die Receiver- Operating- Characteristic- Kurve, kurz ROC- Kurve, berechnet und visuell dargestellt. Die Fläche unter der ROC- Kurve (AUC) gibt die Korrelation der jeweils berechneten Werte an. Der Wert der AUC liegt zwischen 0,5 und 1. Wenn der Wert kleiner als 0,5 ist, weist das Ergebnis keine Trennschärfe auf. Eine ideale ROC- Kurve steigt vom Koordinatenursprung senkrecht an und zieht ab einer Sensitivität von eins waagerecht nach rechts. In diesem Fall hätte der Test an einem bestimmten Punkt eine ideale Sensitivität mit einer idealen Spezifität. Des Weiteren wurde noch die Signifikanz, mit einem 95%igem Konfidenzintervall ermittelt. Liegt ein signifikantes Ergebnis vor ($p < 0,05$), kann man ein Zufallsergebnis nahezu ausschließen.

In den Ergebnistabellen im Kapitel 8.5.4 und 8.6.4 sind die hierbei ermittelten Werte und Kurven dokumentiert.

8 Ergebnisse

8.1 Spineliner

8.1.1 Mittelwerte

Für alle Messungen mit dem Spineliner wurden die Mittelwerte und die entsprechende Standardabweichung berechnet. Die Spannweite der gemessenen Werte reichte beim M.trapezius von 18 bis 82, beim M.erector spinae von 29 bis 100 und beim M.gastrocnemius von 25 bis 94.

Tab. 3: Mittelwerte gesamte Stichprobe n= 50, alle Messungen

M. trapezius rechts		M. trapezius links	
1.1	48,2 ($\pm 10,62$)	1.1	48,5 ($\pm 11,83$)
1.2	45,1 ($\pm 10,44$)	1.2	47,4 ($\pm 10,23$)
1.3	46,9 ($\pm 9,23$)	1.3	47,6 ($\pm 10,91$)
2.1	49,9 ($\pm 10,35$)	2.1	47,9 ($\pm 10,38$)
M. erector spinae rechts		M. erector spinae links	
1.1	52,5 ($\pm 9,25$)	1.1	57,6 ($\pm 11,10$)
1.2	51,2 ($\pm 9,84$)	1.2	57,4 ($\pm 9,83$)
1.3	52,3 ($\pm 8,37$)	1.3	58,3 ($\pm 10,13$)
2.1	54,0 ($\pm 9,71$)	2.1	59,2 ($\pm 10,66$)
M. gastrocnemius rechts		M. gastrocnemius links	
1.1	42,3 ($\pm 9,48$)	1.1	45,6 ($\pm 9,96$)
1.2	41,8 ($\pm 8,49$)	1.2	48,6 ($\pm 13,36$)
1.3	43,1 ($\pm 12,01$)	1.3	46,4 ($\pm 12,09$)
2.1	43,7 ($\pm 6,02$)	2.1	47,9 ($\pm 12,31$)

Zur Veranschaulichung wurden die Mittelwerte des ersten Messtages, jeweils nach Messpunkt geordnet, als Säulendiagramm dargestellt (Abb. 18). In gleicher Art und Weise ist in Abb. 19 der Test- Retest- Vergleich abgebildet.

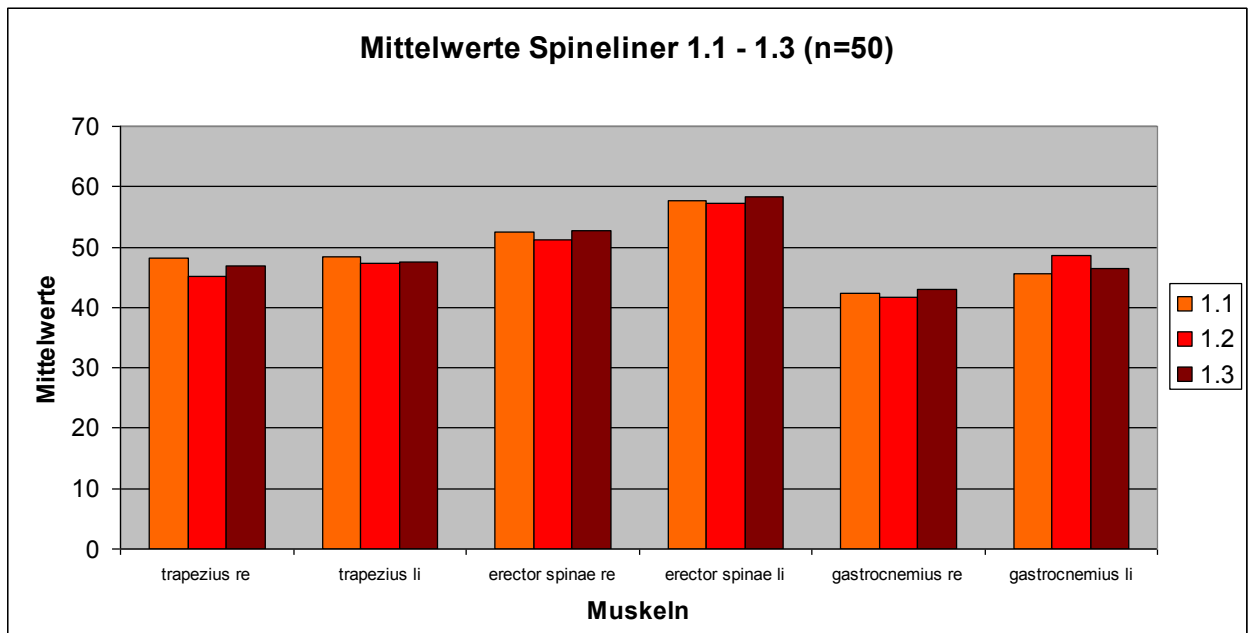


Abb. 18: Spineliner Mittelwerte Messungen 1.1 – 1.3, n = 50

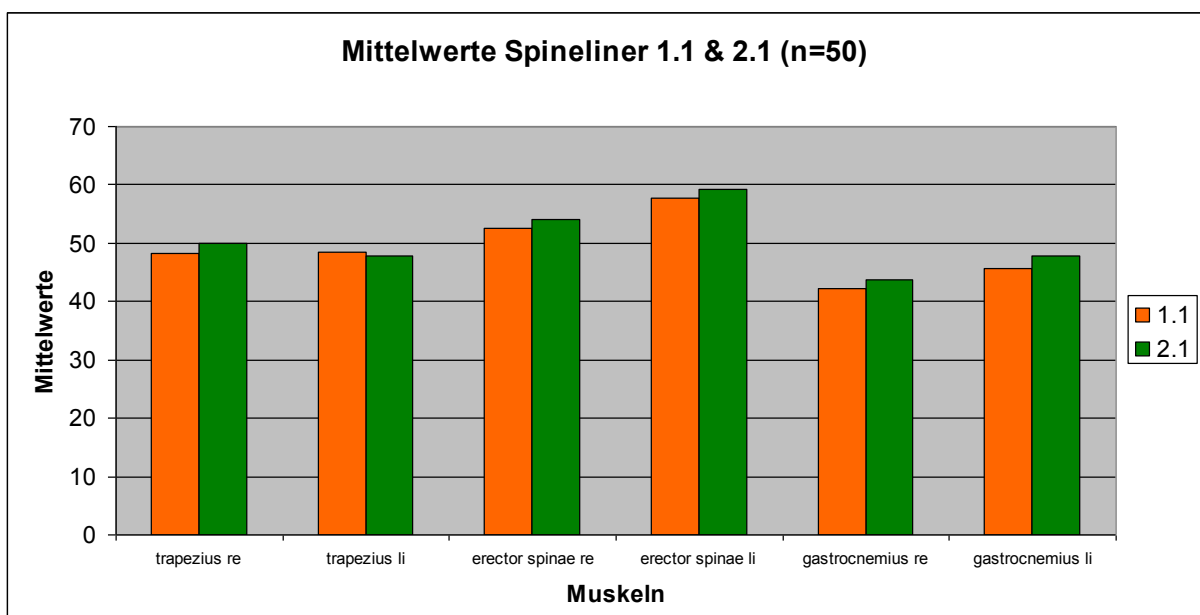


Abb. 19: Spineliner Mittelwerte Messungen 1.1 vs 2.1, n = 50

Nachfolgend werden die Mittelwerte inklusive Standardabweichung der aufgeteilten Stichprobe in Probanden (n= 30) und Patienten (n= 20) in tabellarischer Form dargestellt. Das Säulendiagramm (Abb. 20) zeigt die Mittelwerte im direkten Vergleich der beiden Gruppen zueinander. In Abb. 21 werden weibliche Probanden (n= 18) und Patienten (n= 19), sowie männliche Probanden (n= 12) im direkten

Bezug zueinander dargestellt. Der einzelne männliche Patient wurde hier nicht mit einbezogen.

Tab. 4: Mittelwerte Probanden n= 30 von Messung 1.1

Spineliner (SD)	M. trapezius re	49,4 ($\pm 11,97$)	M. trapezius li	48,7 ($\pm 11,65$)
	M. erector spinae re	55,2 ($\pm 9,77$)	M. erector spinae li	60,5 ($\pm 12,14$)
	M. gastrocnemius re	44,6 ($\pm 9,49$)	M. gastrocnemius li	49,2 ($\pm 10,06$)

Tab. 5: Mittelwerte Patienten n= 20 von Messung 1.1

Spineliner (SD)	M. trapezius re	46,4 ($\pm 8,15$)	M. trapezius li	48,1 ($\pm 12,40$)
	M. erector spinae re	48,5 ($\pm 6,79$)	M. erector spinae li	53,4 ($\pm 7,82$)
	M. gastrocnemius re	38,7 ($\pm 8,53$)	M. gastrocnemius li	40,1 ($\pm 7,04$)

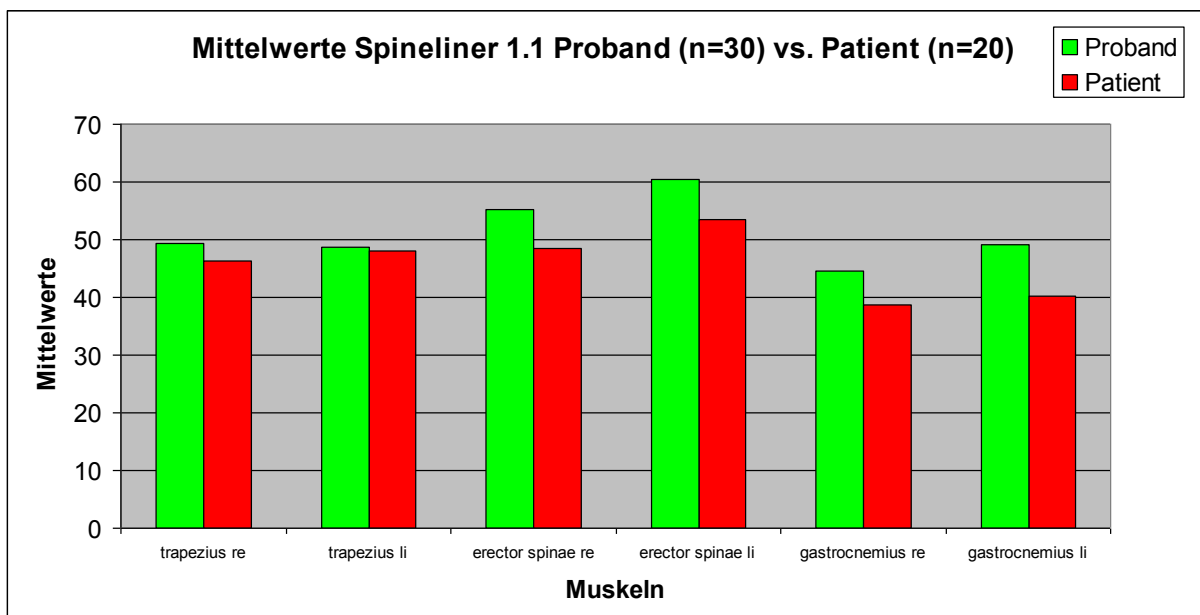


Abb. 20: Spineliner Mittelwerte Probanden (n = 30) vs. Patienten (n = 20), Messung 1.1

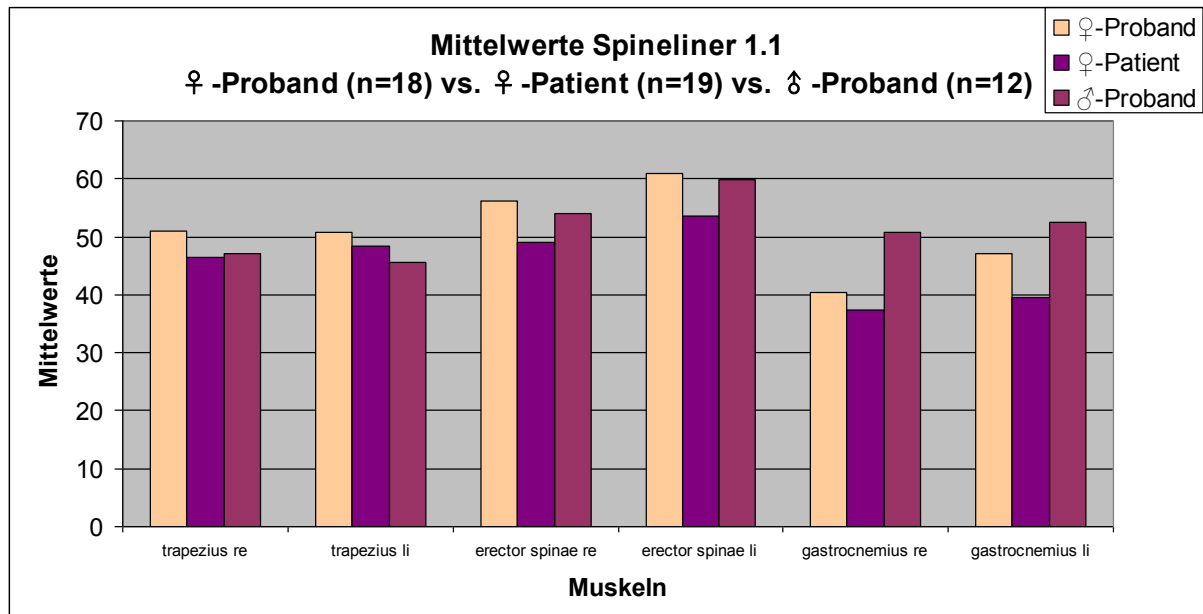


Abb. 21: Spineliner Mittelwerte weibliche Probanden vs. weibliche Patienten vs männliche Probanden

8.1.2 Reliabilität

In diesem Kapitel wird in Tab. 6 die Reliabilität jeder einzelnen Messung zueinander (1.1 vs. 1.2, 1.2 vs. 1.3 und 1.1 vs. 1.3) und „over all“ (1.1 vs. 1.2 vs. 1.3) abgebildet. Zur Vervollständigung sind in dieser Tabelle ebenfalls alle Mittelwerte mit den dazugehörigen Standardabweichungen zu sehen. Alle hier verwendeten Messdaten stammen vom ersten Messtag. Bei der Einzelmessung variiert die Reliabilität von 0,271 bis 0,667 und im „over all“ Bezug von 0,608 bis 0,824. Nachfolgend wird in Abb. 22 die Reliabilität des gesamten ersten Messtages im Säulendiagramm veranschaulicht. Die blaue, unterbrochene Linie zeigt eine nach Bortz et al. (2008) „ausreichende“ Reliabilität.

Die Reliabilität aus dem Test- Retest- Verfahren (Intersession) ist in Tab. 7, in ähnlicher Weise wie in Tab. 6 abgebildet. Die Streuung der Reliabilität zwischen den einzelnen Messungen reicht von 0,037 bis 0,500 und „over all“ von 0,608 bis 0,774. Im Säulendiagramm Abb. 23 wird die Reliabilität von den Messungen 1.1 vs. 1.2 (Intrasession) verglichen mit den Messungen 1.1 vs. 2.1 illustriert. Die blaue, unterbrochene Linie zeigt hier ebenfalls die „ausreichende“ Reliabilität.

Tab. 6: Spineliner Intrasession (n = 50)

	1. MESSUNG		ICC	2. MESSUNG		ICC	3. MESSUNG		ICC	
	Mittelwerte	Std.AW	1.1&1.2	Mittelwerte	Std.AW	1.2&1.3	Mittelwerte	Std.AW	1.1&1.3	Overall 1.1-1.3
M.TrapRe	48,2	10,62	0,667	45,1	10,44	0,54	46,9	9,63	0,612	0,824
M.TrapLi	48,5	11,83	0,271	47,4	10,27	0,434	47,6	10,91	0,450	0,652
M.ErecRe	52,5	9,25	0,46	51,2	9,84	0,386	52,8	8,37	0,46	0,701
M.ErecLi	57,6	11,1	0,38	57,4	9,83	0,28	58,3	10,13	0,35	0,608
M.GastRe	42,3	9,48	0,500	41,8	8,48	0,581	43,1	12,01	0,576	0,791
M.GastLi	45,6	9,96	0,403	48,6	13,36	0,433	46,4	12,09	0,256	0,640

Tab. 7: Spineliner Intersession (n = 50)

	1.1	2.1	ICC	1.2	2.1	ICC	1.3	2.1	ICC	
	Mittelwerte (Std.AW)	Mittelwerte (Std.AW))	1.1- 2.1	Mittelwerte (Std.AW)	Mittelwerte (Std.AW)	1.2- 2.1	Mittelwerte (Std.AW)	Mittelwerte (Std.AW)	1.3- 2.1	Overall
M.TrapRe	48,2 (10,62)	49,9 (10,35)	0,392	45,1 (10,44)	49,9 (10,35)	0,254	46,9 (9,63)	49,9 (10,35)	0,253	0,767
M.TrapLi	48,5 (11,83)	47,9 (10,38)	0,429	47,4 (10,27)	47,9 (10,38)	0,246	47,6 (10,91)	47,9 (10,38)	0,370	0,701
M.ErecRe	52,5 (9,25)	54,0 (9,71)	0,500	51,2 (9,84)	54,0 (9,71)	0,246	52,8 (8,37)	54,0 (9,71)	0,343	0,726
M.ErecLi	57,6 (11,1)	59,2 (10,66)	0,139	57,4 (9,83)	59,2 (10,66)	0,037	58,3 (10,13)	59,2 (10,66)	0,487	0,608
M.GastRe	42,3 (9,48)	43,7 (6,02)	0,410	41,8 (8,48)	43,7 (6,02)	0,293	43,1 (12,01)	43,7 (6,02)	0,274	0,774
M.GastLi	45,6 (9,96)	47,9 (12,3)	0,135	48,6 (13,36)	47,9 (12,3)	0,252	46,4 (12,09)	47,9 (12,3)	0,286	0,632

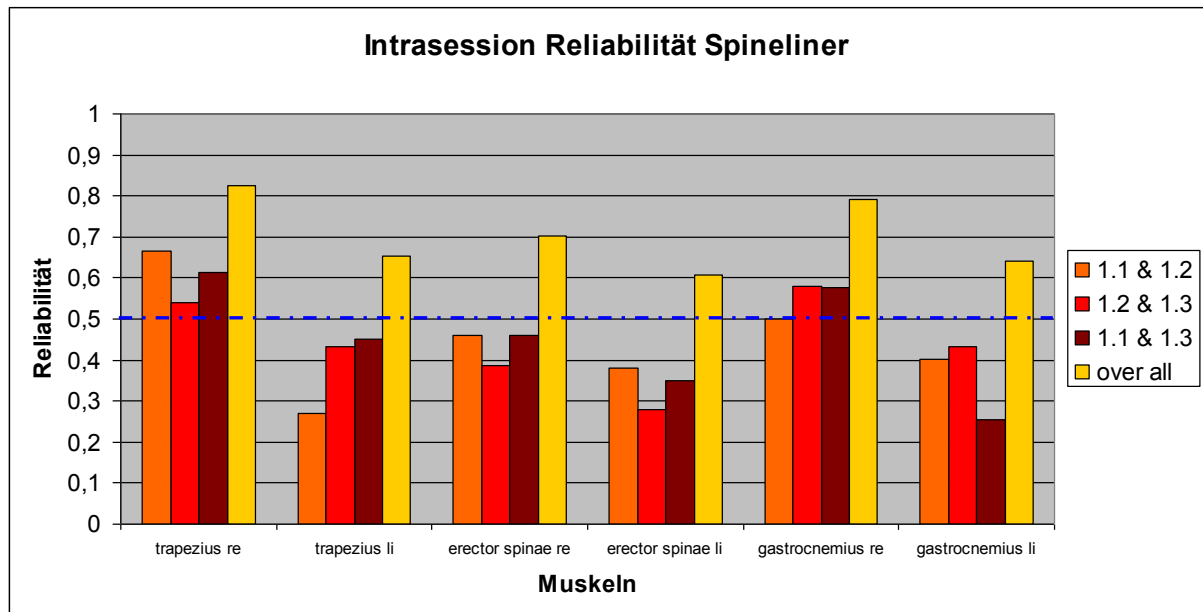


Abb. 22: Spineliner Intrasessionreliabilität

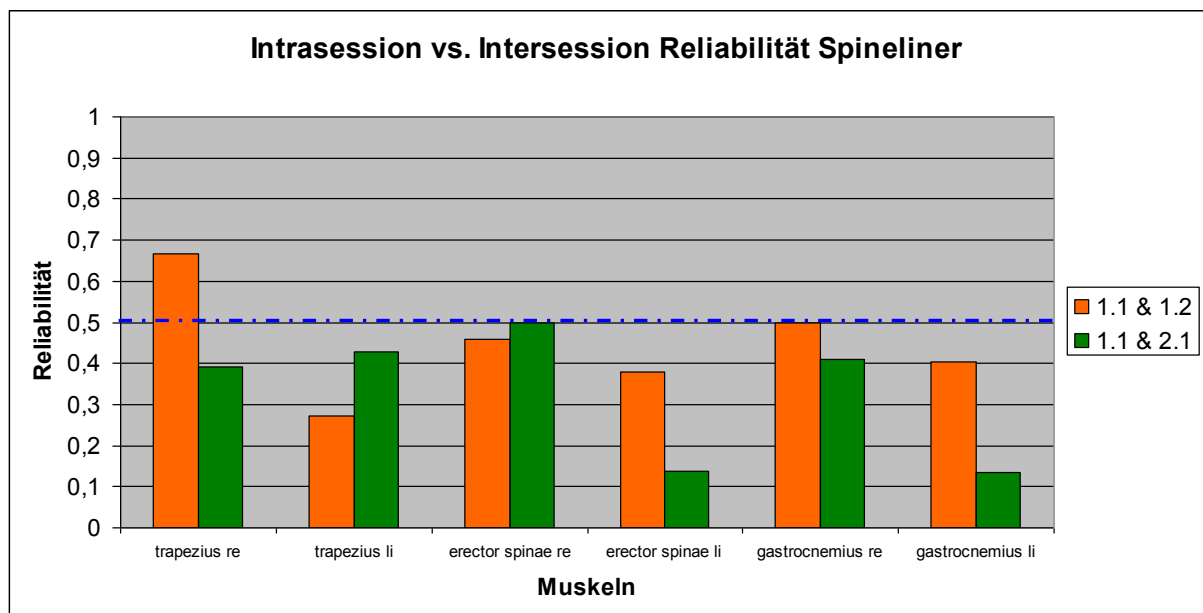


Abb. 23: Spineliner Intrasessionreliabilität vs. Intersessionreliabilität

8.1.3 Vergleichsberechnungen

In diesem Abschnitt werden die erhobenen Messwerte im Bezug zueinander gesetzt und verglichen. Zur Beantwortung der Hypothese 3), wurde unter anderem errechnet, ob sich die Messwerte der Probanden ($n=30$), von den Werten der Patienten ($n=20$) unterscheiden. Alle Werte der Probanden waren größer als die der Patienten. Die Muskeln bei denen ein signifikanter Unterschied besteht, werden in Tab. 8 mit einem rot eingefärbten Wert dargestellt. Weiterhin wurde zur Aufklärung von Hypothese 3) und 5) die besondere Konstellation innerhalb der Stichprobe, mit 18 weiblichen Probanden, 19 weiblichen Patienten und 12 männlichen Probanden, genutzt und in gleicher Weise errechnet, ob sich diese Gruppen jeweils zueinander unterscheiden. Die Messwerte der weiblichen Probanden waren an allen Muskeln höher als die der weiblichen Patienten. Ein signifikanter Unterschied besteht jedoch nur bei den Mm.erectorii spinae und beim M.gastrocnemius links. Im Vergleich der weiblichen zu den männlichen Probanden, erreichen die Weiblichen jeweils höhere Messwerte bei den Mm.trapezii und Mm.erectorii spinae, jedoch ohne signifikante Unterschiede. Bei den Mm.gastrocnemii sind die Werte der männlichen Probanden links höher und rechtsseitig signifikant höher. Im Vergleich der weiblichen Patienten zu den männlichen Probanden, sind die Messwerte aller Muskeln, bis auf den M.trapezius links, bei den männlichen Probanden höher. Ein signifikanter Unterschied besteht jedoch nur bei den Mm.gastrocnemii. In Tab. 9 sind die Ergebnisse der Unterschiedsberechnung abgebildet und die signifikant unterschiedlichen ebenfalls in Rot abgebildet.

Der Frage nach einem möglichen Unterschied, der Messwerte der Muskelpaare untereinander und im Rechts- Links- Vergleich, wurde ebenfalls nachgegangen. Dabei erreichten die Mm.erectorii spinae die höchsten und die Mm.gastrocnemii die geringsten Werte. Alle Unterschiede sind signifikant, mit Ausnahme von M.gastrocnemius links im Bezug zum M.trapezius links. Im Rechts- Links- Vergleich zeigt die linke Seite höhere Messwerte, die sich bis auf den M.trapezius signifikant unterscheiden. Die signifikanten Unterschiede werden in Tab. 10 und Tab. 11 in Rot veranschaulicht. Die Mittelwerte des jeweiligen Muskels sind zur besseren Übersicht ebenfalls mit abgebildet.

Tab. 8: Spineliner Vergleich Probanden(1) n = 30 und Patienten(2) n = 20

Muskeln	Signifikanz (p) Spineliner
M. trapezius re	0,332 (1 > 2)
M. trapezius li	0,662 (1 > 2)
M. erector spinae re	0,012 (1 > 2)
M. erector spinae li	0,008 (1 > 2)
M. gastrocnemius re	0,028 (1 > 2)
M. gastrocnemius li	0,001 (1 > 2)

Tab. 9: Spineliner Vergleich ♀-Proband(1) n=18 vs. ♀-Patient(2) n=19 vs. ♂-Proband(3) n=12

Spineliner	♀-Proband vs. ♀-Patient	♀-Proband vs. ♂-Proband	♀-Patient vs. ♂-Proband
M.trapezius rechts	0,164 (1 > 2)	0,379 (1 > 3)	0,882 (2 < 3)
M.trapezius links	0,579 (1 > 2)	0,233 (1 > 3)	0,489 (2 > 3)
M.erector spinae r.	0,012 (1 > 2)	0,556 (1 > 3)	0,114 (2 < 3)
M.erector spinae l.	0,035 (1 > 2)	0,844 (1 > 3)	0,098 (2 < 3)
M.gastrocnemius r.	0,351 (1 > 2)	0,002 (1 < 3)	0,000 (2 < 3)
M.gastrocnemius l.	0,013 (1 > 2)	0,149 (1 < 3)	0,001 (2 < 3)

Tab. 10: Spineliner Vergleich rechte mit linker Seite (n = 50)

Spineliner	M.trapezius re 48,2	p = 0,884	M. trapezius li 48,5
	M. erector spinae re 52,5	p = 0,003	M. erector spinae li 57,6
	M. gastrocnemius re 42,3	p = 0,012	M. gastrocnemius li 45,6

Tab. 11: Spineliner Vergleich Muskeln einer Seite (n = 50)

Muskel (Mittelwert)	Signifikanz	Muskel (Mittelwert)		Muskel (Mittelwert)	Signifikanz	Muskel (Mittelwert)
M.trapezius re 48,2	p=0,021	M. erector spinae re 52,5		M. trapezius li 48,5	p=0,000	M. erector spinae li 57,6
M. erector spinae re 52,5	p=0,000	M. gastrocnemius re 42,3		M. erector spinae li 57,6	p=0,000	M. gastrocnemius li 45,6
M. gastrocnemius re 42,3	p=0,006	M.trapezius re 48,2		M. gastrocnemius li 45,6	p=0,164	M. trapezius li 48,5

8.1.4 Korrelationsuntersuchungen

In der Hypothese 3) wird davon ausgegangen, dass der Spineliner Gruppenunterschiede detektieren kann. Um eine Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen des Palpateurs mit denen des Spineliners zu ermitteln, wurden verschiedene ROC- Kurven erstellt. Des Weiteren wurde die Einteilung der Stichprobe in Probanden und Patienten in Bezug zu den Messwerten gesetzt, sowie eine Berechnung nur mit weiblichen Teilnehmern. Die Kurven steigen alle ähnlich der Diagonalen, demzufolge liegt keine Trennschärfe für die Tests vor bzw. es gibt keine klaren Übereinstimmungen zwischen den Messwerten und den ermittelten Werten

z.B. des Palpateurs. Die errechneten Signifikanzen sind alle größer 0,05, somit lässt sich ein zufälliges Ergebnis nicht ausschließen. In Abb. 24 sind die ROC- Kurven mit den jeweiligen AUC's und Signifikanzen exemplarisch für den M. erector spinae links dargestellt.

Tab. 12: Spineliner Fläche unter der ROC – Kurve (n = 50)

	Spineliner vs Untersucher	
	AUC	Signifikanz
M.trapezius re	0,592	0,315
M.trapezius li	0,475	0,794
M.erector spinae re	0,357	0,127
M.erector spinae li	0,603	0,361
M.gastrocnemius re	0,420	0,561
M.gastrocnemius li	0,683	0,124

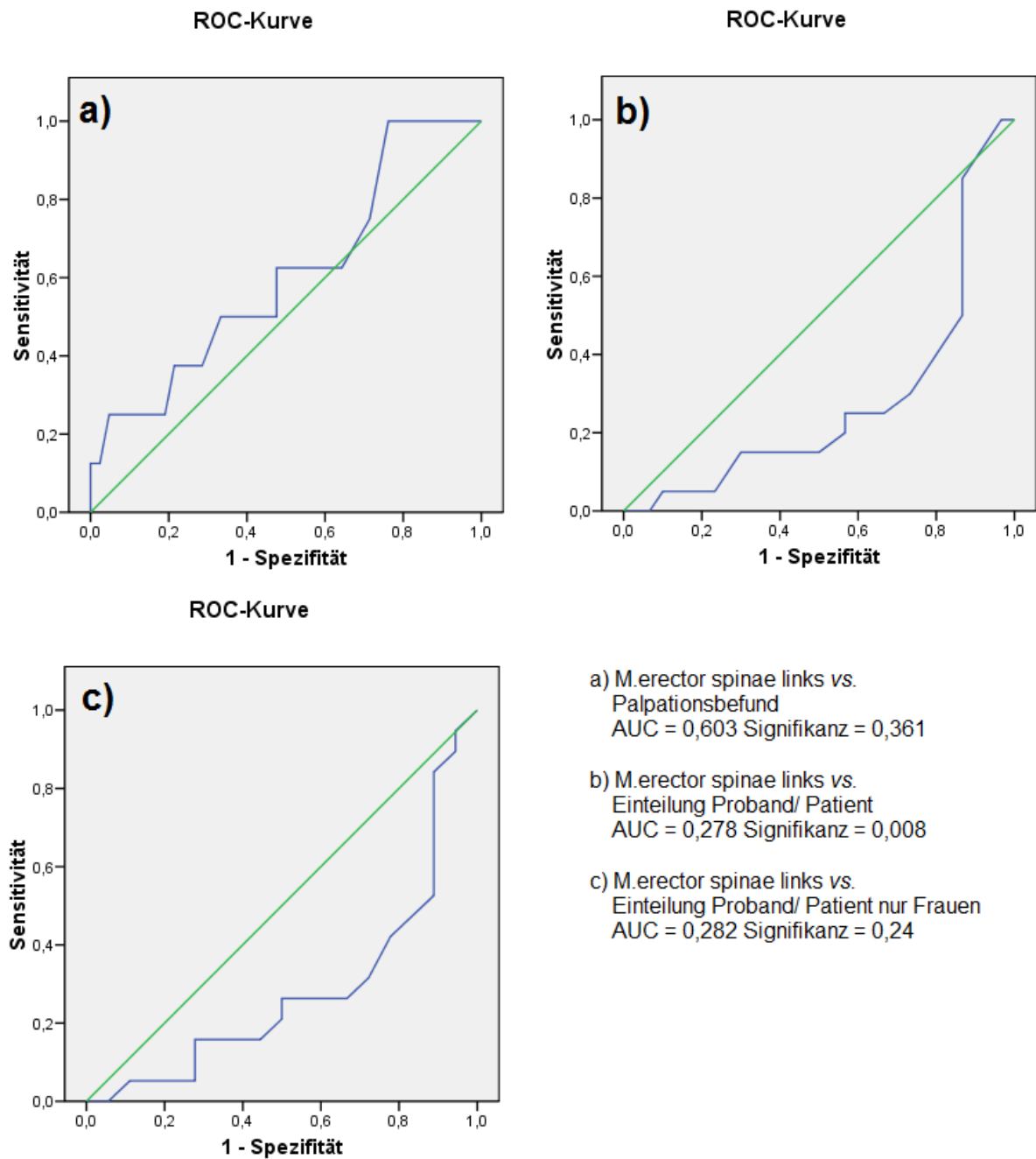


Abb. 24: ROC – Kurven Spineliner, a) & b) n= 50, c) n=37

8.2 Tissue Tensiometer

8.2.1 Mittelwerte

Analog zum Spineliner wurden ebenfalls für alle Messungen mit dem Tissue Tensiometer die Mittelwerte und die entsprechenden Standardabweichungen berechnet. Die Spannweite der gemessenen Werte reichte beim M.trapezius von 1,71 N/mm bis 3,63 N/mm, beim M.erector spinae von 2,13 N/mm bis 4,50 N/mm und beim M.gastrocnemius von 2,04 N/mm bis 4,25 N/mm.

Tab. 13: Mittelwerte gesamte Stichprobe (n= 50) in N/mm, alle Messungen

M. trapezius rechts		M. trapezius links	
1.1	2,52 (±0,306)	1.1	2,64 (±0,312)
1.2	2,52 (±0,297)	1.2	2,60 (±0,297)
1.3	2,46 (±0,329)	1.3	2,53 (±0,302)
2.1	2,59 (±0,357)	2.1	2,56 (±0,379)
M. erector spinae rechts		M. erector spinae links	
1.1	2,96 (±0,391)	1.1	2,90 (±0,421)
1.2	2,81 (±0,340)	1.2	2,89 (±0,352)
1.3	2,84 (±0,347)	1.3	2,88 (±0,333)
2.1	2,94 (±0,382)	2.1	2,90 (±0,355)
M. gastrocnemius rechts		M. gastrocnemius links	
1.1	3,04 (±0,376)	1.1	3,02 (±0,392)
1.2	3,00 (±0,350)	1.2	2,97 (±0,299)
1.3	3,00 (±0,381)	1.3	3,00 (±0,348)
2.1	3,05 (±0,321)	2.1	3,10 (±0,318)

Das Säulendiagramm in Abb. 25 veranschaulicht die Werte des ersten Tages, jeweils nach Messpunkt geordnet. Gleichmaßen wird Abb. 26 den Test- Retest- Vergleich gezeigt.

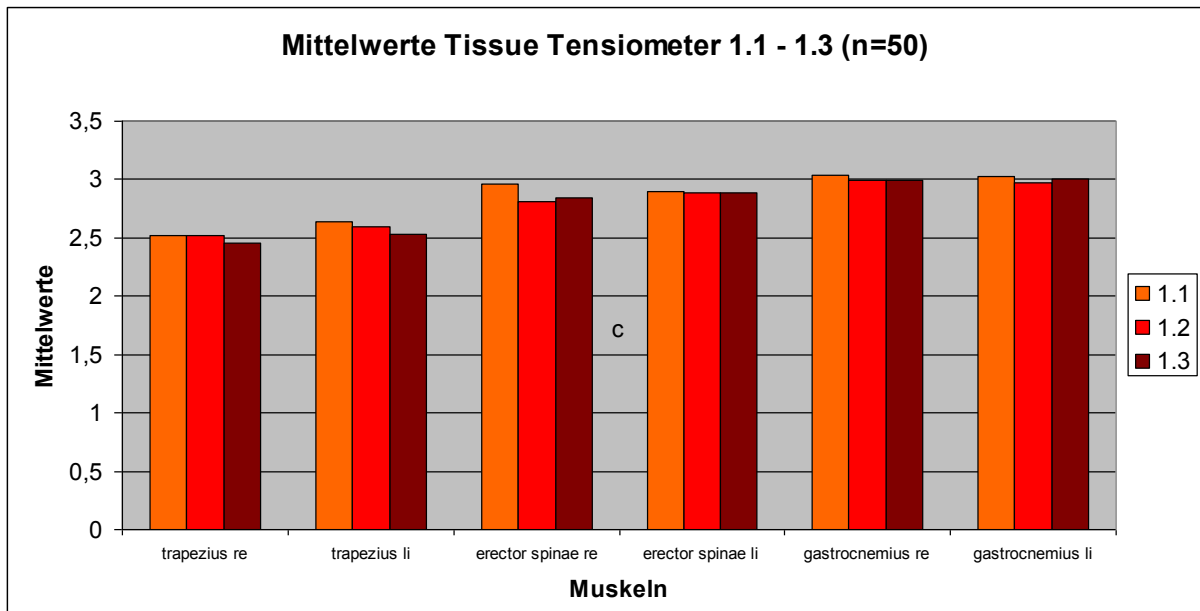


Abb. 25: TTM Mittelwerte Messungen 1.1 – 1.3, n = 50

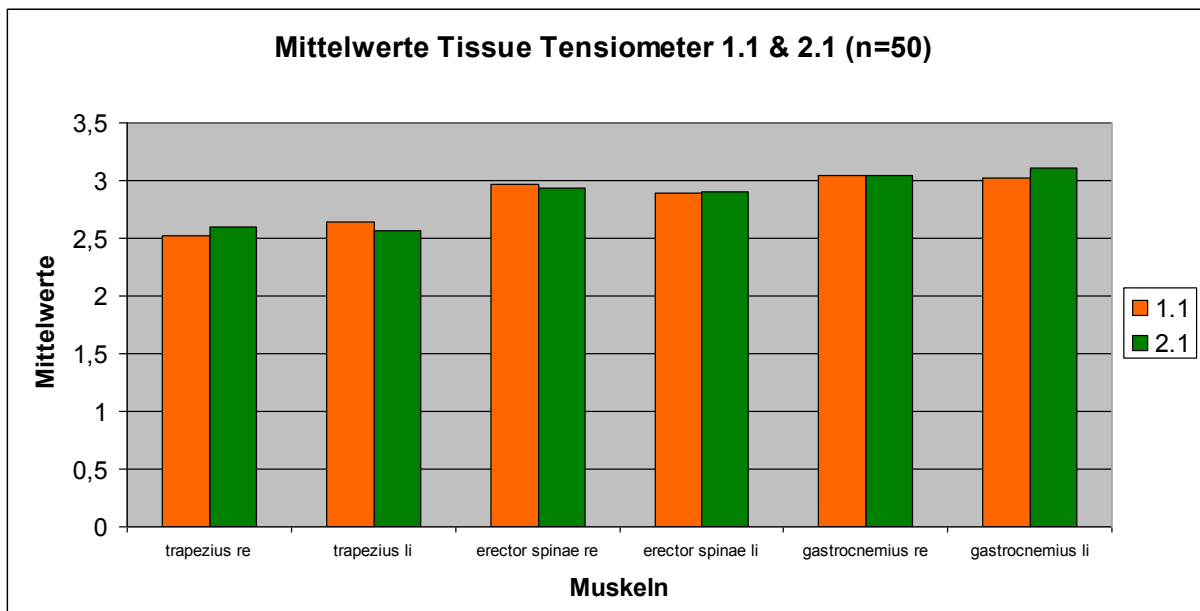


Abb. 26: TTM Mittelwerte Messungen 1.1 vs 2.1

In den anschließenden Tabellen werden die Mittelwerte inklusive Standardabweichung, von einer aufgeteilten Stichprobe in Probanden (n= 30) und Patienten (n= 20) dargestellt. Beide Gruppen werden im direkten Vergleich zueinander im Säulendiagramm in Abb. 27 abgebildet. Den Unterschied zwischen weiblichen Probanden (n= 18) und Patienten (n= 19), sowie männlichen Probanden

(n= 12), wird in Abb. 27 visualisiert. Genau wie beim Spineliner, wurde der einzelne männliche Patient nicht mit einbezogen.

Tab. 14: TTM Mittelwerte Probanden n= 30; Messung 1.1

Tissue Tensiometer (N/mm)	M. trapezius re	2,47 ($\pm 0,268$)	M. trapezius li	2,62 ($\pm 0,337$)
	M. erector spinae re	2,83 ($\pm 0,247$)	M. erector spinae li	2,73 ($\pm 0,328$)
	M. gastrocnemius re	3,13 ($\pm 0,429$)	M. gastrocnemius li	3,05 ($\pm 0,349$)

Tab. 15: TTM Mittelwerte Patienten n= 20; Messung 1.1

Tissue Tensiometer (N/mm)	M. trapezius re	2,59 ($\pm 0,349$)	M. trapezius li	2,67 ($\pm 0,274$)
	M. erector spinae re	3,16 ($\pm 0,486$)	M. erector spinae li	3,14 ($\pm 0,436$)
	M. gastrocnemius re	2,91 ($\pm 0,231$)	M. gastrocnemius li	2,99 ($\pm 0,456$)

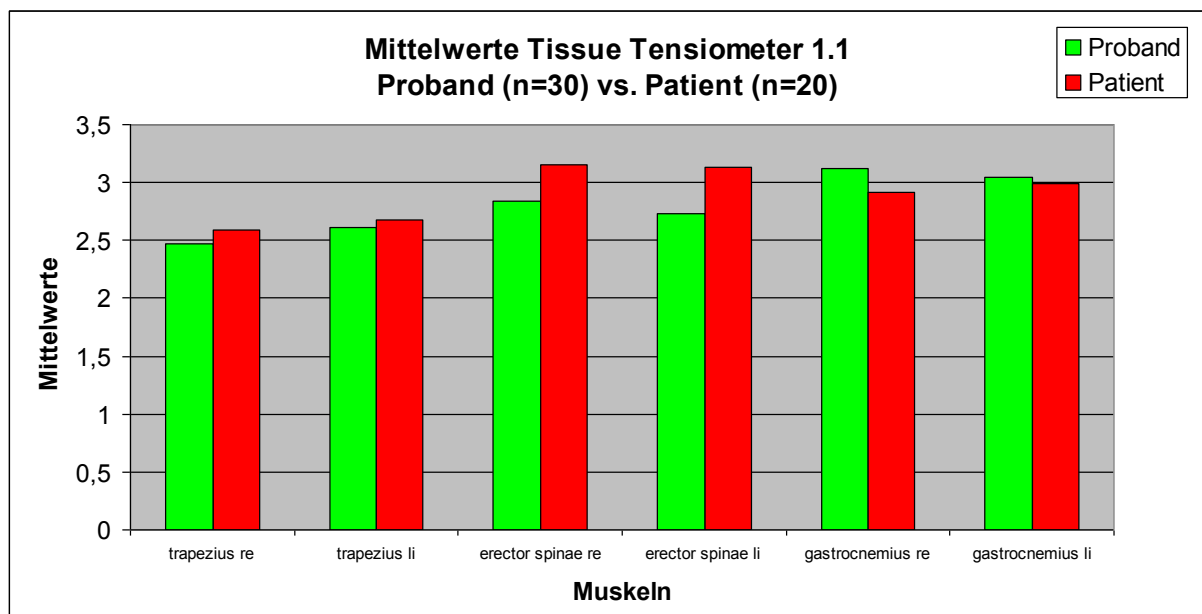


Abb. 27: TTM Mittelwerte Probanden (n = 30) vs. Patienten (n = 20), Messung 1.1

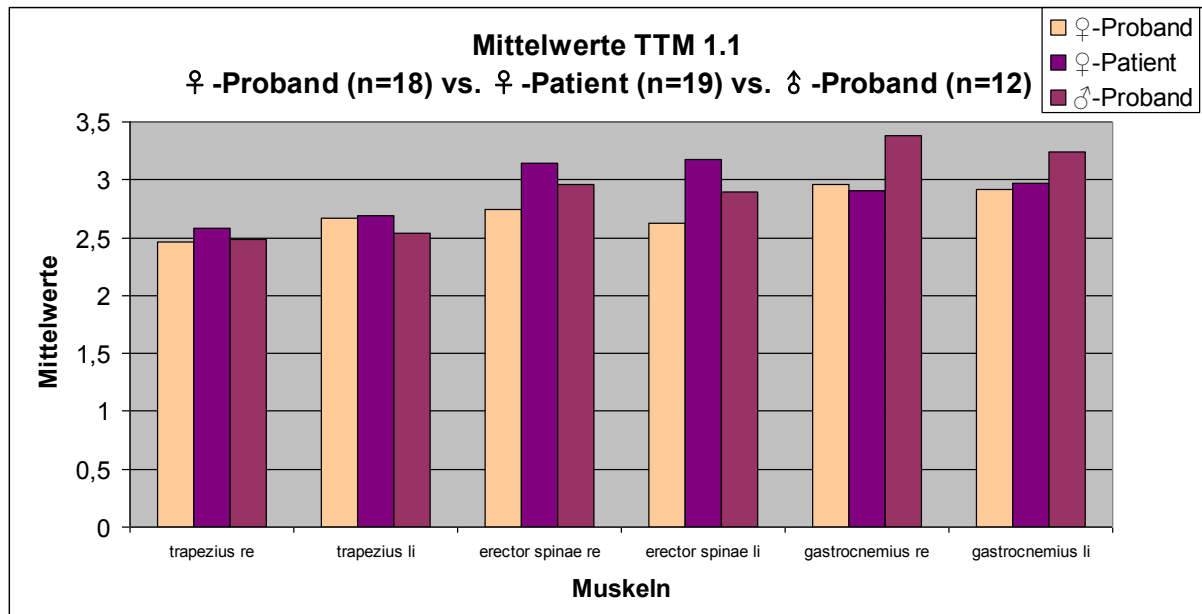


Abb. 28: TTM Mittelwerte weibliche Probanden vs. weibliche Patienten vs männliche Probanden

8.2.2 Reliabilität

Einheitlich zum Spineliner, wird in Tab. 16 die Reliabilität jeder einzelnen Messung zueinander (1.1 vs. 1.2, 1.2 vs. 1.3 und 1.1 vs. 1.3) und „over all“ (1.1 vs. 1.2 vs. 1.3) dargestellt. Zur Komplettierung sind in dieser Tabelle ebenfalls alle Mittelwerte mit den dazugehörigen Standardabweichungen zu sehen. Alle hier verwendeten Messdaten stammen vom ersten Messtag. Bei der Einzelmessung variiert die Reliabilität von 0,316 bis 0,885 und im „over all“ Bezug von 0,751 bis 0,925. Des Weiteren wird in Abb. 29 die Reliabilität des gesamten ersten Messtages im Säulendiagramm veranschaulicht. Die blaue, unterbrochene Linie zeigt eine nach Bortz et al. (2008) „ausreichende“ Reliabilität.

Die Reliabilität aus dem Test- Retest- Verfahren (Intersession) ist in Tab. 17, gleichartig wie in Tab. 16 abgebildet. Die Streuung der Reliabilität zwischen den einzelnen Messungen reicht von 0,264 bis 0,811 und „over all“ von 0,777 bis 0,912. Das Säulendiagramm in Abb. 30 zeigt die Reliabilität der Messungen 1.1 vs. 1.2 (Intrasession), verglichen mit den Messungen 1.1 vs. 2.1. Die blaue, unterbrochene Linie zeigt hier gleichermaßen eine „ausreichende“ Reliabilität

Tab. 16: TTM Intrasession (n = 50)

	1. MESSUNG		ICC	2.MESSUNG		ICC	3.MESSUNG		ICC	
	Mittelwerte n/cm ²	Std.AW	1.1&1.2	Mittelwerte n/cm ²	Std.AW	1.2&1.3	Mittelwerte n/cm ²	Std.AW	1.1&1.3	Overall 1.1-1.3
M.TrapRe	2,52	0,306	0,593	2,52	0,297	0,683	2,457	0,328	0,582	0,830
M.TrapLi	2,64	0,312	0,350	2,60	0,297	0,651	2,53	0,302	0,505	0,751
M.ErecRe	2,96	0,391	0,788	2,81	0,340	0,866	2,84	0,347	0,771	0,925
M.ErecLi	2,89	0,421	0,740	2,88	0,352	0,885	2,88	0,333	0,720	0,912
M.GastRe	3,04	0,376	0,782	2,99	0,350	0,664	3,00	0,381	0,774	0,895
M.GastLi	3,02	0,392	0,531	2,97	0,299	0,783	3,00	0,348	0,316	0,767

Tab. 17: Intersession TTM (n = 50)

	1.1	2.1	ICC	1.2	2.1	ICC	1.3	2.1	ICC
	Mittelwerte (Std.AW)	Mittelwerte (Std.AW)	1.1- 2.1	Mittelwerte (Std.AW)	Mittelwerte (Std.AW)	1.2- 2.1	Mittelwerte (Std.AW)	Mittelwerte (Std.AW)	1.3- 2.1 Overall
M.TrapRe	2,52 (0,306)	2,59 (0,357)	0,470	2,52 (0,297)	2,59 (0,357)	0,264	2,46 (0,328)	2,59 (0,357)	0,279 0,777
M.TrapLi	2,64 (0,312)	2,57 (0,379)	0,466	2,60 (0,297)	2,57 (0,379)	0,311	2,53 (0,302)	2,57 (0,379)	0,605 0,786
M.ErecRe	2,96 (0,391)	2,93 (0,382)	0,576	2,81 (0,340)	2,93 (0,382)	0,551	2,84 (0,347)	2,93 (0,382)	0,609 0,899
M.ErecLi	2,89 (0,421)	2,90 (0,355)	0,467	2,88 (0,352)	2,90 (0,355)	0,555	2,88 (0,333)	2,90 (0,355)	0,591 0,884
M.GastRe	3,04 (0,376)	3,05 (0,321)	0,686	2,99 (0,350)	3,05 (0,321)	0,589	3,00 (0,381)	3,05 (0,321)	0,811 0,912
M.GastLi	3,02 (0,392)	3,11 (0,318)	0,481	2,97 (0,299)	3,11 (0,318)	0,520	3,00 (0,348)	3,11 (0,318)	0,487 0,806

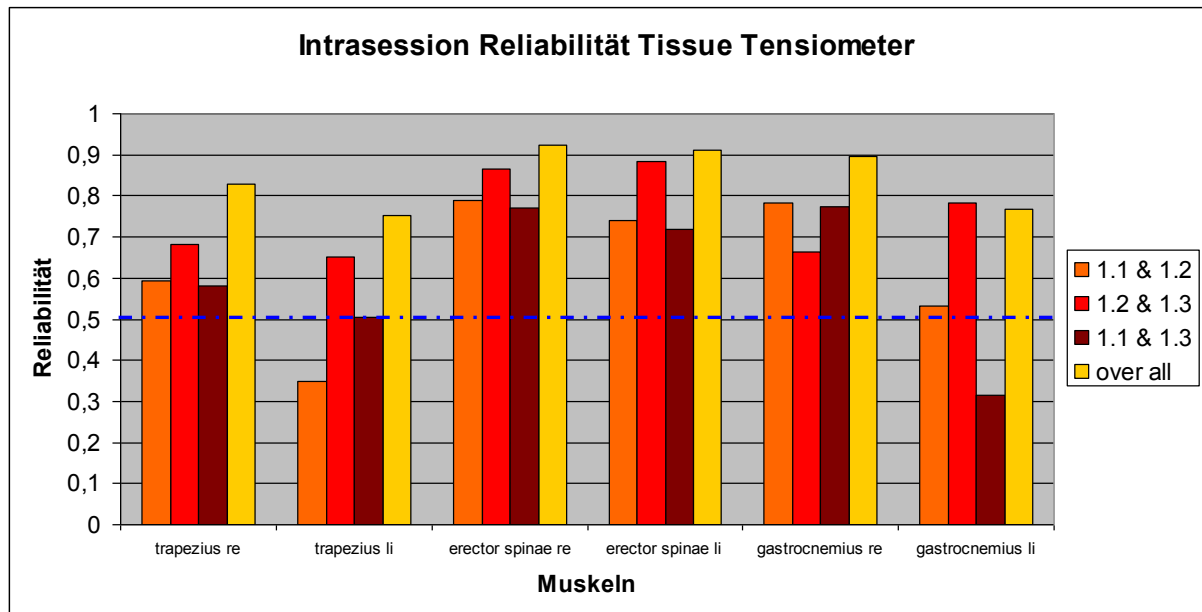


Abb. 29: Tissue Tensiometer Intrasessionreliabilität (n= 50)

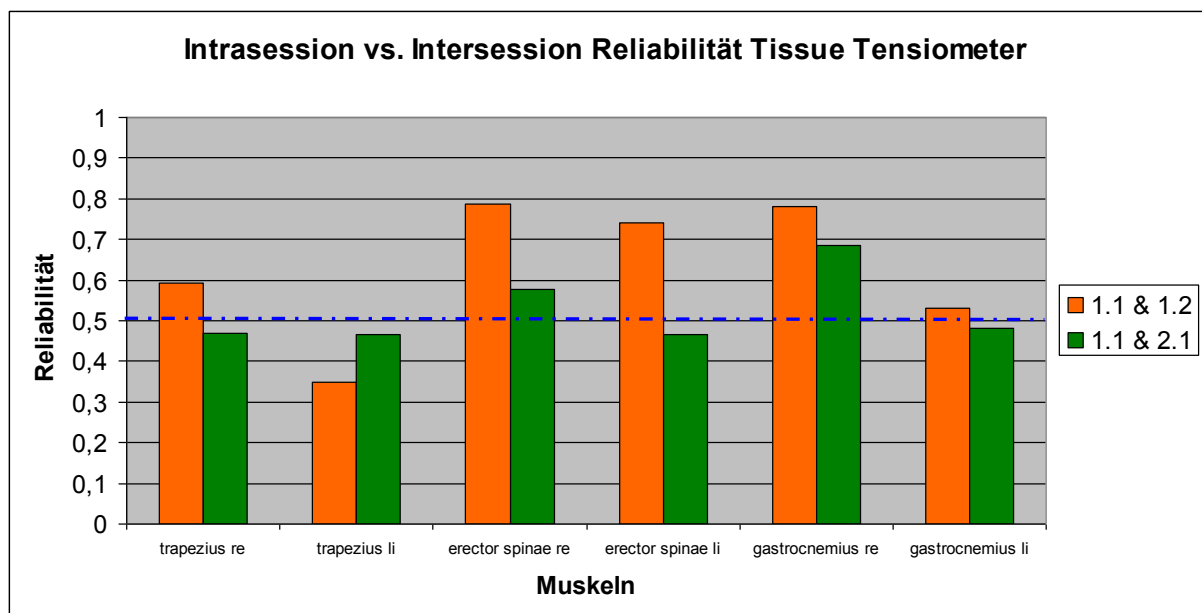


Abb. 30: Tissue Tensiometer Intrasession vs. Intersessionreliabilität (n= 50)

8.2.3 Vergleichsberechnungen

In diesem Abschnitt werden die erhobenen Messwerte im Bezug zueinander gesetzt und verglichen. Die Berechnungen, sowie Auswertung und Darstellung erfolgte in Gleicherweise wie beim Spineliner. Zur Beantwortung der Hypothese 4), wurde unter anderem errechnet, ob sich die Messwerte der Probanden ($n=30$), von den Werten der Patienten ($n=20$) unterscheiden. Die Patienten erreichten dabei bis auf die Mm.gastrocnemii höhere Werte, die bei den Mm.erectorii spinae signifikant größer waren. In Tab. 18 sind diese mit einem rot eingefärbten Wert dargestellt. Weiterhin wurde zur Aufklärung von Hypothese 4) und 5) die besondere Konstellation innerhalb der Stichprobe, mit 18 weiblichen Probanden, 19 weiblichen Patienten und 12 männlichen Probanden, genutzt und in gleicher Weise errechnet, ob sich diese Gruppen jeweils zueinander unterscheiden. Bei den Mm.trapezii unterscheiden sich die drei Gruppen nur marginal voneinander, wobei die weiblichen Patienten die höchsten Werte aufweisen. Bei den Mm.erectorii spinae sind die Unterschiede deutlicher. Die weiblichen Patienten weisen, außer beim Vergleich mit dem M.erector spinae links der männlichen Probanden, signifikant höhere Werte auf als die anderen beiden Gruppen. Im Vergleich männlicher zu weiblichen Probanden sind die Messwerte ebenfalls signifikant größer. Bei den Mm.gastrocnemii sind die Werte der männlichen Probanden, außer im Vergleich mit dem M.gastrocnemius links zu den weiblichen Patienten, signifikant die höchsten. Die beiden weiblichen Gruppen unterscheiden sich nur marginal voneinander. In Tab. 19 sind die Ergebnisse der Unterschiedsberechnung abgebildet und die signifikant unterschiedlichen ebenfalls in Rot abgebildet.

Der Frage nach einem möglichen Unterschied der Messwerte der Muskelpaare untereinander und im Rechts- Links- Vergleich, wurde ebenfalls nachgegangen. Von oben nach unten werden dabei die Messwerte immer größer, wobei ein signifikanter Unterschied zwischen den Mm. trapezii und den Mm. erectorii spinae besteht und nur ein geringer Unterschied zwischen den Mm. erectorii spinae und den Mm. gastrocnemii erkennbar ist. Im Rechts- Links- Vergleich sind die Messwerte des linken M. trapezius signifikant größer als des Rechten. Umgekehrt dazu sind die Messwerte bei den Mm.erectorii spinae und Mm.gastrocnemii rechts jeweils geringfügig größer. In den Tab. 20 und Tab. 21 sind die Ergebnisse veranschaulicht, signifikante Unterschiede sind in Rot dargestellt. Die Mittelwerte des jeweiligen Muskels sind zur besseren Übersicht ebenfalls mit abgebildet.

Tab. 18: TTM Vergleich Probanden(1) n = 30 und Patienten(2) n = 20

Muskel	Signifikanz (p) Tissue Tensiometer
M. trapezius re	0,062 (1 < 2)
M. trapezius li	0,333 (1 < 2)
M. erector spinae re	0,008 (1 < 2)
M. erector spinae li	0,001 (1 < 2)
M. gastrocnemius re	0,115 (1 > 2)
M. gastrocnemius li	0,593 (1 > 2)

Tab. 19: TTM Vergleich ♀-Proband(1) n = 18 vs. ♀-Patient(2) n = 19 vs. ♂-Proband(3) n = 12

Tissue Tensiometer	♀-Proband vs. ♀-Patient	♀-Proband vs. ♂-Proband	♀-Patient vs. ♂-Proband
M.trapezius rechts	0,191 (1 < 2)	0,824 (1 < 3)	0,399 (2 > 3)
M.trapezius links	0,836 (1 < 2)	0,314 (1 > 3)	0,165 (2 > 3)
M.erector spinae r.	0,005 (1 < 2)	0,017 (1 < 3)	0,167 (2 > 3)
M.erector spinae l.	0,000 (1 < 2)	0,000 (1 < 3)	0,101 (2 > 3)
M.gastrocnemius r.	0,622 (1 > 2)	0,006 (1 < 3)	0,000 (2 > 3)
M.gastrocnemius l.	0,757 (1 < 2)	0,028 (1 < 3)	0,089 (2 > 3)

Tab. 20: TTM Vergleich rechte vs. linke Seite (n = 50)

Tissue Tensiometer (N/mm)	M. trapezius re 2,52	p = 0,038	M. trapezius li 2,64
	M. erector spinae re 2,96	p = 0,104	M. erector spinae li 2,89
	M. gastrocnemius re 3,04	p = 0,777	M. gastrocnemius li 3,02

Tab. 21: TTM Vergleich Muskeln einer Seite (n = 50)

Muskel (Mittelwert in N/mm)	Signifikanz	Muskel (Mittelwert in N/mm)		Muskel (Mittelwert in N/mm)	Signifikanz	Muskel (Mittelwert in N/mm)
M. trapezius re 2,52	p=0,000	M. erector spinae re 2,96		M. trapezius li 2,64	p=0,001	M. erector spinae li 2,89
M. erector spinae re 2,96	p=0,300	M. gastrocnemius re 3,04		M. erector spinae li 2,89	p=0,061	M. gastrocnemius li 3,02
M. gastrocnemius re 3,04	p=0,000	M. trapezius re 2,52		M. gastrocnemius li 3,02	p=0,000	M. trapezius li 2,64

8.2.4 Korrelationsuntersuchungen

In der Hypothese 4) wird davon ausgegangen, dass das Tissue Tensiometer Gruppenunterschiede detektieren kann. Um eine Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen des Palpateurs, mit denen des Tissue Tensiometers zu ermitteln, wurden verschiedene ROC- Kurven erstellt. Die Flächen unter den Kurven liegen mit 0,54 bis 0,76 dabei nur im mäßigen Bereich. Weiterführend wurde überprüft, ob die Einteilung der Stichprobe in Probanden und Patienten in Bezug zu den Messwerten des Tissue Tensiometers miteinander korreliert. Wie am Beispiel M.erector spinae links (Abb. 31) dargestellt, erhält man akzeptable Kurvenverläufe, mit AUC's größer 0,7, die diesem Test eine gewisse Trennschärfe attestieren.

Tab. 22: TTM Fläche unter der ROC – Kurve (n = 50)

	TTM vs Untersucher	
	AUC	Signifikanz (p)
M.trapezius re	0,537	0,689
M.trapezius li	0,588	0,364
M.erector spinae re	0,565	0,486
M.erector spinae li	0,598	0,383
M.gastrocnemius re	0,618	0,391
M.gastrocnemius li	0,762	0,027

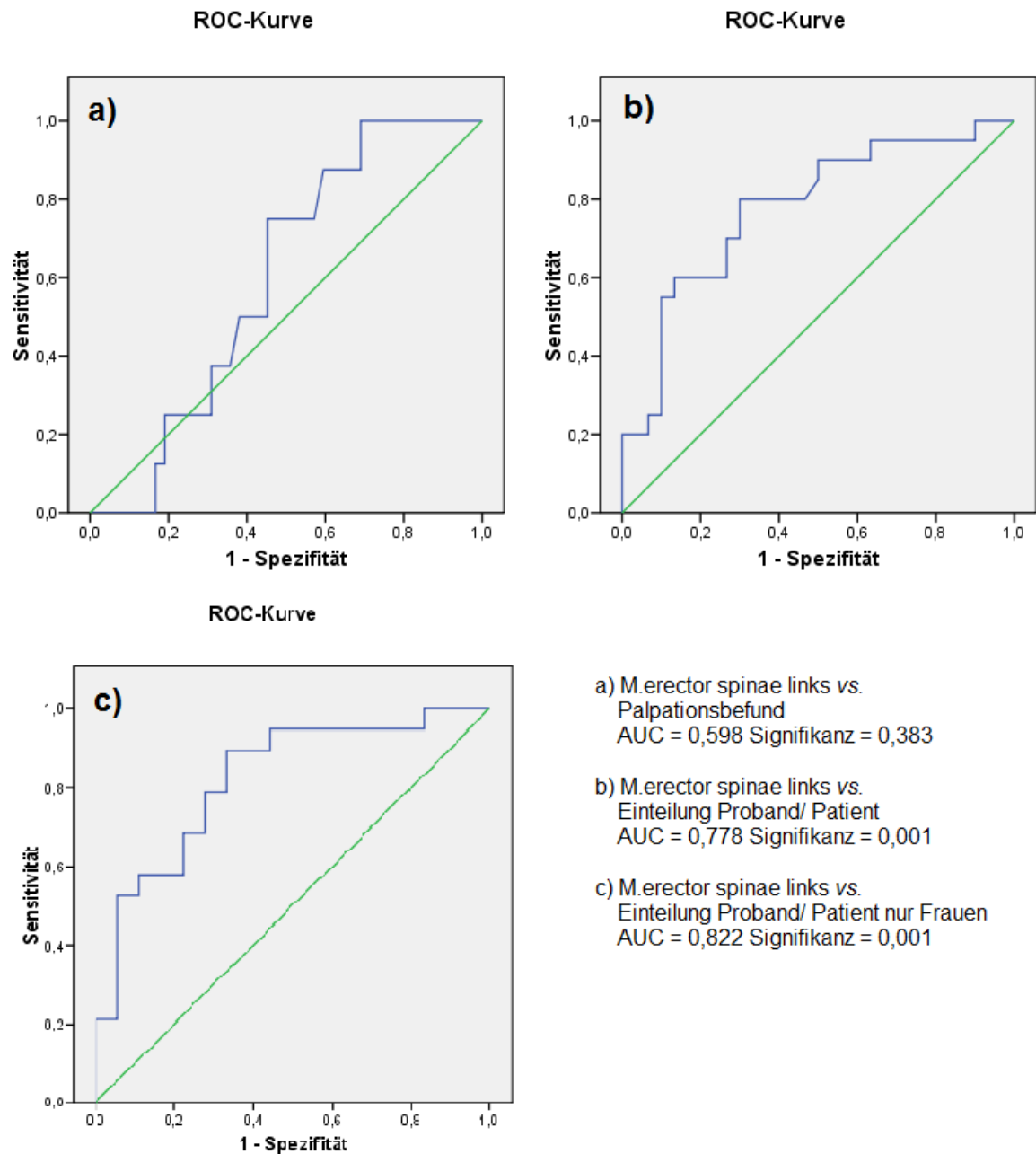


Abb. 31: ROC – Kurven, Tissue Tensiometer

8.3 Palpationsbefund

Bei der palpatorischen Untersuchung, wurden durch den Facharzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin lediglich positive Palpationsbefunde vom Grad I ermittelt, Grad II wurde nicht registriert. Alle positiven Befunde sind in Tab. 23 dargestellt, aufgeschlüsselt nach Muskel, Seite sowie in den Untergruppen Proband und Patient, jeweils männlich und weiblich. Bei den Mm.trapezii wurden ca. 77% der weiblichen Probanden mit einem positiven Palpationsbefund erfasst, im Gegensatz zu nur ca. 52% bei den weiblichen Patienten und ca. 15% der männlichen Teilnehmer. Im Bereich der Mm.erectorii spinae haben die weiblichen Patienten, mit ca 63%, fast doppelt so viele positive Palpationsbefunde, wie die weiblichen Probanden. Die männlichen Teilnehmer sind mit ca. 23% deutlich weniger als verspannt eingeschätzt worden. Bei den Mm.gastrocnemii zeigt sich dagegen ein umgekehrtes Bild. Die männlichen Probanden wurden zu ca. 58% mit einem positiven Palpationsbefund erfasst, im Gegensatz zu lediglich ca. 11% bei den weiblichen Probanden und ca. 15% bei den weiblichen Patienten.

Tab. 23: positive Palpationsbefunde

	M.trapezius			M.erector spinae			M.gastrocnemius		
	links	gesamt	rechts	links	gesamt	rechts	links	gesamt	rechts
♀ Proband (n=18)	7	14	7	2	6	4	1	2	1
♀ Patient (n=19)	5	10	5	5	12	7	2	3	1
♂ Proband (n=12)	0	2	2	1	2	1	4	7	3
Stichprobe (n=50)	12	26	14	8	21	13	7	12	5

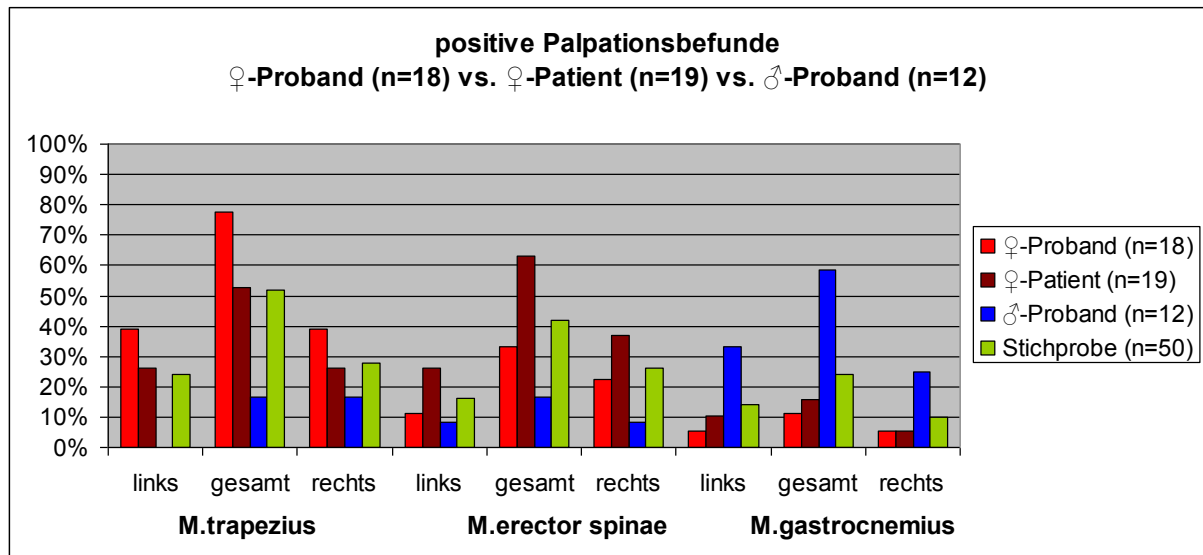


Abb. 32: positive Palpationsbefunde, prozentual pro Muskel

Des Weiteren wurden die Palpationsergebnisse mit der Einteilung nach Proband und Patient zueinander in Beziehung gesetzt. Da die Frage nach der Qualität des „Goldstandards“ Palpation nicht zweifelsfrei zu beantworten ist, sollte auf diesem Weg eine kritische Beleuchtung der Befunde durchgeführt werden. Alle Kurven unterscheiden sich nur geringfügig von der Diagonalen und sind auch als nicht signifikant anzusehen. Das heißt, Patienten, die einen potentiell höheren Muskeltonus haben, haben nicht häufiger positive Palpationsbefunde. Es ist jedoch nicht gegeben, dass Probanden zwingend nicht verspannt sind, sowie Patienten zwingend verspannt sein müssen, demzufolge gibt dieser Test lediglich einen Anhaltspunkt der Palpationsüberprüfung und ist nicht als Beweis für falsche Palpationsbefunde anzusehen.

ROC - Kurven Palpationsbefund vs. Einteilung nach Proband / Patient

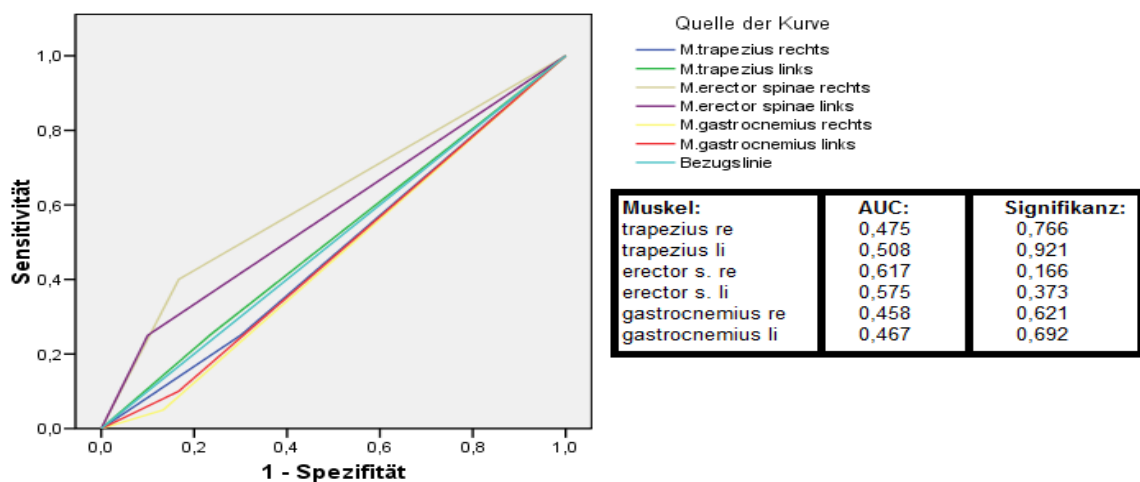


Abb. 33: ROC - Kurven Palpationsbefund vs. Einteilung Proband/ Patient

9 Diskussion

9.1 Gütekriterien

Im nachfolgenden Abschnitt sollen die bereits erwähnten Gütekriterien kritisch beleuchtet werden. Der Schwerpunkt der Arbeit liegt auf der Bewertung der Reliabilität der zu überprüfenden Geräte. Demzufolge wird diesem Gebiet der größte Teil gewidmet. Die anderen Haupt- und Nebengütekriterien werden soweit als möglich in einem extra Teil abgehandelt.

9.1.1 Reliabilität

Nicht nur in der Medizin ist die Reliabilität ein entscheidendes Gütekriterium (Lienert und Raatz 1998). Wird ein neues (Diagnostik-) Gerät am Markt eingeführt, muss überprüft werden, ob reproduzierbare Ergebnisse bzw. Daten damit ermittelt werden können. In dieser Studie wurde die Reliabilität mit einem Untersucher ermittelt. Als erstes wurde die Intrasessionreliabilität ermittelt, d.h. ob innerhalb einer Messreihe reliable Ergebnisse erreicht werden können. Mit einer Messung an einem zweiten Messtag sollte überprüft werden, ob bei einem wiederholten Versuchsaufbau, verglichen mit dem ersten Messtag, ebenfalls möglichst ähnliche Ergebnisse gemessen werden. Hierbei spricht man von der Intersessionreliabilität.

Da während der Literaturrecherche keine einheitliche Nomenklatur zur Interpretation der Ergebnisse gefunden wurde, wurde in dieser Studie die Einteilung nach Bortz et al. (2008) verwendet. Da alle Werte unter 0,5 durch Bortz mit einem „nicht ausreichend“ klassifiziert werden und ein zuverlässiges, objektives Diagnostikinstrument in der Medizin jedoch mindestens „ausreichende“ Reliabilität erreichen sollte, erschien die Interpretationsvorschrift logisch und praktikabel. Eine Unterteilung der Werte $< 0,5$ ist daher für diese Studie belanglos. Andere Studien verwendeten ebenfalls die Einteilung nach Bortz (Vogel 2007; Bornmann 2009), während ebenfalls Arbeiten ohne bestimmte Einteilung (Leach et al. 2003; Jarocka et al. 2011) oder mit Einteilung nach z.B. Portney und Watkins (2000) oder Shrout und Fleiss (1979) gefunden worden.

Eine Aussage über die inhaltliche Bedeutung des Ergebnisses ist jedoch auch bei reliablen Daten nicht möglich. Eine Validierungsstudie im Anschluss an eine, wie in dieser Arbeit durchgeführten Reliabilitätsuntersuchung, ist demnach die logische

Konsequenz, um ein Gerät auf die medizinische Einsatzfähigkeit beurteilen zu können.

9.1.1.1 Spineliner

Die Überprüfung des Spineliners auf Reliabilität, ist ein Hauptaugenmerk dieser Arbeit. In der ersten Sitzung wurden drei Messungen durchgeführt, anhand dieser Werte wurde die Intrasessionreliabilität bestimmt. Über alle drei Messungen („over all“) gesehen, liegt der ICC in einem Bereich zwischen 0,60 und 0,82 und kann nach der Bewertung durch Bortz et al. (2008) mit „ausreichend“ bis „zufrieden stellend“ versehen werden. Leach et al. (2003) mit einer Studie zum Spineliner und Tepe und Zhang (Jahr unbekannt) mit einer Pilotstudie zum artverwandten „ProAdjuster“ erreichten vergleichbare ICC's zwischen 0,78 bis 0,89 bzw. 0,67 bis 0,86. Am Institut für Physiotherapie in Jena wurde während dieser Untersuchung eine Studie mit dem Thema „TISSUE TENSIONMETER und SPINELINER – Untersuchung der Objektivität und Reliabilität am Modell“ der Promotionskommission vorgelegt. Reliabilität und Objektivität wurden an mehreren gewebesimulierenden Modellen zu fünf Messzeitpunkten und mit zwei Ratern untersucht, dabei wurden dieselben Geräte (Spineliner und Tissue Tensionmeter), die auch in dieser Studie eingesetzt wurden, verwendet. Der Intrasession-ICC wurde hier für alle Messungen („over all“) mit 0,61 für den Widerstandswert des Spineliners angegeben. Die Intrasessionreliabilität zwischen zwei Messungen schwankt zwischen 0,37 bis 0,76 und bei der Intersessionuntersuchung wurden ICC's von 0,12 bis 0,45 ermittelt. Die erreichten Werte sind vergleichbar mit den in dieser Studie erreichten Ergebnissen. Die etwas besseren Werte im Bereich der Intrasession können auf die hohe Standardisierung, die durch die Modelle erreicht wird, zurückzuführen sein.

Die Standardabweichung streut zwischen 17,5% bis 25,3% um den jeweiligen Mittelwert. Im Gegensatz zur „over all“-Reliabilität liegt der ICC von einer einzelnen Messung zwischen 0,26 und 0,67 (siehe Abb. 22) und ist damit in der Mehrzahl „nicht ausreichend“ und zu einem Drittel „ausreichend“. Diese verhältnismäßig schlechte Übereinstimmung bei Einzelmessungen im Vergleich zur deutlich besseren „over all“ Reliabilität ist durch die Berechnung des ICC zu erklären. Bei Mehrfachmessungen fließt die Anzahl der Messungen in das Ergebnis mit ein. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass eine einzelne Messung nicht zu einem reliablen Ergebnis führt, während Mehrfachmessungen mit dem Spineliner zu „ausreichend“ bis „zufrieden

stellend“ reliablen Ergebnissen führen. Auch wenn in anderen Studien keine klare Aussage zur Wiederholungsanzahl vorhanden sind, sollte eine Dreifachmessung als Ausgangspunkt für weitere Arbeiten mit diesem Gerät anzusehen sein.

Der Intersessionvergleich untersucht, ob reproduzierbare Ergebnisse an mehreren Messtagen erreicht werden können. Alle Probanden wurden hierfür an einem zweiten Tag in einem kompletten Messzyklus gemessen. Die hier ermittelten Ergebnisse liegen mit einem ICC von 0,04 bis 0,50 (siehe Tab. 7) alle außer einmal im „nicht ausreichenden“ Bereich. Im Vergleich zur Intrasessionreliabilität (Abb. 23) ist die Intersessionreliabilität noch etwas schlechter. Dieses Ergebnis ist unter anderem durch die unterschiedliche tagesabhängige Konstitution der Probanden, mit Fehlern, die beim erneuten Versuchsaufbau entstehen und der Tagesform des Untersuchers zu begründen. Alle Teilnehmer aus der Patientengruppe nahmen während dieser Studie an einer multimodalen Therapie teil, deren Einfluss auf die Messergebnisse nicht zu beziffern ist. Die freihand- geführte Messvorrichtung hat ebenfalls wesentlichen Einfluss auf die Werte. Ein stärker geführtes System kann einen Messfehler ausgleichen (Haverinen 2005). Die Bedeutung von Tageszeit und Temperatur bei der Muskeltonusmessung, wurde in dieser Studie vernachlässigt, jedoch wurden alle Messungen im selben, klimatisierten Raum durchgeführt.

9.1.1.2 Tissue Tensiometer

Analog zum Spineliner galt es auch beim Tissue Tensiometer die Reliabilität der Messwerte zu überprüfen. Das TTM erreichte Intrasession-ICC's von 0,75 bis 0,93 (siehe Tab. 16) im „over all“ Bereich über den gesamten ersten Messtag (1.1 & 1.2 & 1.3). Dies entspricht laut Bortz'scher Einteilung einem „zufrieden stellend“ bis „hoch“. Da das Tissue Tensiometer ein Pilotprojekt ist, sind Reliabilitätsstudien in der Literatur nicht zu finden (siehe Kapitel 5.4). Die Reliabilitätsstudie zum Thema „TISSUE TENSIO METER und SPINELINER – Untersuchung der Objektivität und Reliabilität am Modell“ erreichte einen Intrasession- „over all“ – ICC von 0,76 und zwischen einzelnen Messungen von 0,63 bis 0,87. Der Intersession- ICC lag zwischen -0,02 und 0,58, in den meisten Fällen aber deutlich im „nicht ausreichenden“ Bereich. Diese im Vergleich deutlich schlechteren Werte wurden mit einer Überlastung des Gerätes und/ oder dem Vorhandensein von elektromagnetischen Störwellen begründet.

Zum Tissue Tensiometer vergleichbare Geräte sind das oben beschriebene „Myotonomter“ und das „Myoton-3“ bzw. „MyotonPro“. In diversen Studien wurden hier stets „zufrieden stellende“ und „hohe“ Reliabilitätswerte, wie z.B. in einer Vergleichsstudie beider Geräte von Jarocka et al. (2011) mit Werte von 0,75 bis 1,0 (siehe Kapitel 5.4).

Beim TTM streut die Standardabweichung von 11,5% bis 14,0% um den jeweiligen Mittelwert. Die Reliabilität zwischen zwei Messungen (Intrasession) ergab zur Hälfte ein „zufrieden stellendes“, sieben Mal ein „ausreichendes“ und zwei Mal ein „nicht ausreichendes“ Ergebnis. Die ICC's lagen zwischen 0,32 und 0,87. Genauso wie beim Spineliner sind die etwas schlechteren Werte auf die Berechnung des Intra-Klass- Koeffizienten zurückzuführen. Weiterhin spielt natürlich der Messvorgang selbst eine entscheidende Rolle. Da sich der Patient zwischen zwei Messungen nicht verändert hat (keine Bewegung, keine veränderte, äußere Einflüsse), können unterschiedliche Werte nur auf den Anwender oder das Gerät zurück zu führen sein. Aufgrund der freihand Messung, ist jedoch eine Abweichung des Messwinkels nicht auszuschließen. Mit einer geführten Messung, z.B. durch einen Winkel, könnte man diese Fehlerquelle minimieren.

Als Schlussfolgerung würde die Mehrfachmessung der Einmalmessung beim TTM ebenso überlegen sein, jedoch erreicht man auch bei einmaligem Messen mehrheitlich reliable Ergebnisse.

Der Vergleich der Messwerte von zwei Messtagen (Intersession) ergab ICC's von 0,26 bis 0,81 (siehe Tab. 17) und damit mehrheitlich ein „ausreichend“ oder „zufrieden stellend“. Damit sind die ICC's mehrheitlich für die Intrasession besser als für die Intersession (siehe Abb. 30). Analog zum Spineliner sind die schlechteren Werte durch die unterschiedliche tagesabhängige Konstitution der Probanden, mit Fehlern die beim erneuten Versuchsaufbau entstehen und der Tagesform des Untersuchers zu begründen.

9.1.2 Haupt- und Nebengütekriterien

In diesem Abschnitt sollen die Objektivität und Validität, sowie die Nebengütekriterien diskutiert werden.

Während dieser Studie wurde die gesamte Stichprobe jeweils von nur einem Untersucher begutachtet. Die Voraussetzung zur Bestimmung der Durchführungsobjektivität sind mindestens zwei Untersucher und kann demzufolge

hier nicht bewertet werden. Da die beiden Programme von Spineliner und TTM jeweils die Gewebespannung bzw. den Muskeltonus direkt ausgeben und keine Rohdaten zur Berechnung benutzt wurden, liegt die Auswertungsobjektivität für beide Geräte bei 100%, da sie vom Untersucher unabhängig ist. Die Interpretationsobjektivität kann mit nur einem Untersucher ebenfalls nicht berechnet werden. Beim Spineliner wird meist eine Interpretation der abgebildeten Kurve (Rustler 2010) als Diagnose- und Therapiehinweis benutzt. Da jedoch das Ablesen einer Kurve, besonders ohne Skalierungen und Einheiten, stark vom Benutzer abhängig ist, spielt das subjektive Ermessen des Untersuchers, aufgrund von z.B. Erfahrung, eine entscheidendere Rolle und senkt somit die Interpretationsobjektivität. Beim Tissue Tensiometer werden die Werte Gewebespannung, Eindringtiefe und Gegenkraft ausgegeben. Da jedoch (noch) keine klaren Skalierungen bzw. Interpretationsvorschriften existieren, kann derzeit keine Aussage zur Interpretationsobjektivität getroffen werden.

Um valide Ergebnisse zu erzielen, müssen diese als Voraussetzung auch objektiv und reliabel sein. Da keine Interrateruntersuchung gemacht wurde, kann über die Objektivität nur bedingt eine Aussage getroffen werden. Im Gegensatz dazu kann die Reliabilität für beide Geräte mit mindestens „ausreichend“ eingeschätzt werden. Die Frage, ob das jeweilige Gerät, das „misst, was es messen soll“ (Erläuterung der Validität, siehe 5.3.1.3), kann damit ebenfalls nur bedingt beantwortet werden. Das Ziel dieser Arbeit war die Bestimmung des Muskeltonus mittels Spineliner und Tissue Tensiometer. Den Hypothesen nach zu urteilen, sind die Muskeln der Patienten der „Kopfschmerzgruppe“ tendenziell mehr verspannt und weisen demzufolge einen höheren Muskeltonus auf (Blaschek et al. 2012).

Um einen möglichen Geschlechterunterschied, wie in Hypothese 5) beschrieben, auszuschließen, wurde die gesamte Stichprobe unterteilt, in weibliche Probanden bzw. Patienten und männliche Probanden. Mit dem Spineliner untersuchte weibliche Probanden, weisen höhere Messwerte im Vergleich mit den weiblichen Patienten auf (siehe Abb. 21). Die gleiche Betrachtung wurde beim Tissue Tensiometer angefertigt. Hier weisen die weiblichen Probanden eine niedrigere Gewebespannung auf, als die weiblichen Patienten (siehe Abb. 28). Bei beiden Geräten sind diese Unterschiede beim M. erector spinae signifikant. Geht man, wie in Hypothese 5), von einem erhöhten Muskeltonus beim männlichen Geschlecht aus, bestätigt sich dies beim Tissue Tensiometer. Beim M. erector spinae und M. gastrocnemius werden signifikant

höhere Werte im Vergleich männliche zu weiblichen Probanden gemessen. Die Gegenläufigkeit beim Spineliner setzt sich bei dieser Betrachtungsweise nicht fort. Die männlichen Probanden weisen ähnliche oder zum Teil höhere Messwerte, wie die weiblichen Probanden auf. Schlussfolgernd würde man anhand der hier ermittelten Ergebnisse den Spineliner als nicht valide einordnen, während das Tissue Tensiometer tendenziell valide arbeitet. Ein Grund für diese unterschiedlichen Ergebnisse der beiden Geräte, könnte am physikalischen Aufbau liegen. Das Tissue Tensiometer misst, wie vergleichbare Geräte am Markt, mittels Stempeldruck auf den Muskel ein Verhältnis aus Eindringtiefe zur Kraft. Der Spineliner misst die Stärke einer Impuls- induzierten Schwingung. Dabei ist nicht abzuschätzen, wie groß der Einfluss des passiven Muskeltonus ist und was tatsächlich registriert wird. Weiterhin ist es verwunderlich, dass die Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen, bei den Mm.erectorii spinae signifikant sind, während bei den Mm.trapezii keine signifikanten Unterschiede ermittelt wurden. Ein Grund dafür könnte in der Sensomotorik der Peripherie liegen, die bei der Patientengruppe durch Fehlstellungen und/ oder –belastungen möglicherweise gestört ist und damit gegebenenfalls die Ursache für den Kopfschmerz darstellt.

Diese Studie kann als Normiert eingeschätzt werden. Die Stichprobe ist repräsentativ, besteht aus einer definierten Population und die eingesetzten Geräte und Untersuchungstechniken können als aktuell betrachtet werden.

Direkte, vergleichbare Reliabilitätsstudien gibt es derzeit nicht. Es gibt allerdings Studien, die mit vergleichbaren Geräten durchgeführt wurden (z.B. mit dem „Myotonometer“ oder „PulStar“) und mit deren Ergebnissen die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse verglichen wurden.

Beide Geräte haben ein ähnliches Maß an Vorbereitungszeit, Untersuchungs- und Auswertungsdauer. Man kann etwa 5 - 10 min für die Vorbereitung veranschlagen, das Auffinden und Markieren der gewünschten Muskeln hat in dieser Studie ebenfalls ca. 5 – 10 min gedauert, ein Messzyklus dauert ca. 5 min und die Auswertung der Daten erfolgt per PC mit wenigen „Klicks“. Im Vergleich zu einer traditionellen Palpationsuntersuchung durch einen erfahrenen Untersucher, liegt der Mehraufwand mit ca. 10 – 15 min in einem ökonomischen Bereich für beide Geräte. Die Anschaffungskosten für beide Geräte sind nicht bekannt und können demzufolge nicht bewertet werden. Für die Untersuchung werden bei beiden Geräten keine

Einmalprodukte, wie z.B. Elektroden verbraucht, somit liegen die Betriebskosten in einem vertretbaren Rahmen.

Da, wie oben erwähnt, noch keine Interpretationsvorschriften der Tissue Tensiometer Ergebnisse existieren und das Gerät nur als Prototyp vorliegt, kann keine Aussage bezüglich Nützlichkeit getroffen werden. Die Nützlichkeit des Spineliners ist in Anbetracht der Reliabilitätswerte als fraglich einzuschätzen. Allerdings gibt es diverse Studien (z.B. Rustler und Tilscher 2004; Zahornitzky et al. 2010) die dem Spineliner eine Therapiewirksamkeit (war nicht Gegenstand dieser Studie) attestieren.

Für beide Geräte ist das Ausmaß der Belastung, sowohl für den Behandler als auch für den Probanden als adäquat einzuschätzen. Da die Untersuchung recht schnell geht, keine große Vorbereitung bedarf und die Auswertung hauptsächlich durch die Software erledigt wird, liegt für den Behandler keine unzumutbare Belastung vor. In dieser Studie mussten die Probanden wie oben beschrieben, auf dem Bauch liegen und versuchen sich zu entspannen. Sie spürten ein drücken (Spineliner) bzw. stechen (TTM), was von keinem der teilnehmenden Personen als sehr schmerzhaft eingeschätzt wurde. Diese Versuchsanordnung ist ebenfalls als Zumutbar für den Probanden einzuschätzen.

9.2 Ergebnisdiskussion

Wenn man die Messwerte der beiden Geräte im Bezug zu den jeweils untersuchten Muskeln betrachtet, werden beim Spineliner an den Mm.erectorii spinae die höchsten und an den Mm.gastrocnemii die kleinsten Werte gemessen (siehe Abb. 18). Alle Muskelpaare unterscheiden sich in ihren Messwerten signifikant voneinander, bis auf die Ausnahme von M.trapezius links verglichen mit M.gastrocnemius links. Beim Tissue Tensiometer wurden dazu gegenläufige Ergebnisse ermittelt. Die Mm.trapezii weisen die kleinsten Werte auf und die Mm.gastrocnemii die Größten, während sich die Werte von den Mm.erectorii spinae mit den Mm.gastrocnemii nicht signifikant unterscheiden. Im Intersessionvergleich bestätigt sich bei beiden Geräten dieser ermittelte Trend. Im Rechts- Links- Vergleich zeigen sich beim Tissue Tensiometer keine signifikanten Unterschiede innerhalb eines Muskelpaares. Dagegen zeigen sich, mit Ausnahme von den Mm.trapezii, beim Spineliner signifikant unterschiedliche Werte im Rechts- Links- Vergleich. Der beim Spineliner ausgegebene

„Gewebewiderstand“ („Fixation“) wurde, wie die beim TTM ausgegebene „Gewebespannung“, dem Muskeltonus gleichgesetzt. Da beide Geräte nahezu gegensätzlich messen, ist entweder diese Annahme falsch oder mindestens ein Gerät misst nicht das, was zu messen beabsichtigt war. Das Tissue Tensiometer funktioniert wie in Kapitel 7.1.2 beschrieben, mittels eines Stempels der mit definierter Kraft ins Gewebe drückt und aus dem Weg- Gegenkraft- Quotienten eine „Gewebespannung“ ermittelt. Im Gegensatz dazu registriert der Spineliner nach Impulsabgabe, die im Gewebe induzierte Schwingung und gibt das Amplitudenmaximum als „Gewebewiderstand“ aus (siehe Kapitel 7.1.1). Im Hinblick auf die Annahme von Ylinen et al. (2006), dass ein vergrößerter Muskeldurchmesser eine Steigerung des Muskeltonus bewirkt, würden die beim TTM ermittelten Werte qualitativ damit übereinstimmen, während sich beim Spineliner eine Diskrepanz dazu offenbart. Unterteilt man die Stichprobe in weibliche Probanden (n= 18) und Patienten (n= 19), sowie in männliche Probanden (n= 12), erhält man für die Mm. trapezii bei beiden Geräten jeweils keine signifikant unterschiedlichen Werte. Jedoch fällt auf, dass beim Spineliner die Messwerte der weiblichen Probanden leicht erhöht sind, gegenüber den anderen beiden Gruppen. Dies ist beim Tissue Tensiometer anders, hier weist die Gruppe der weiblichen Patienten die höchsten Werte auf. Gründe, für diese Unterschiede, könnten in der unterschiedlichen Messmethode der beiden Geräte zu finden sein. Frauen haben einen erhöhten Anteil von Unterhautfettgewebe und einen meist weniger Muskulatur. In wie weit der passive Teil des Muskeltonus bei der Messung mit dem Spineliner eine Rolle spielt, ist nicht abschätzbar, da nicht geklärt ist, welche Strukturen tatsächlich die induzierte Schwingung reflektieren.

Eine deutliche Diskrepanz zwischen beiden Geräten ergibt sich bei den Mm.erectorii spinae. Die Werte der weiblichen Probanden sind signifikant größer, wie die der weiblichen Patienten und leicht erhöht im Vergleich mit den männlichen Probanden. Diese Werte weichen von der Hypothese ab, dass Kopfschmerzpatienten erhöhte Muskeltoni, besonders im Bereich des Rückens, haben. Außerdem widersprechen diese Werte, dem Sachverhalt, dass Männer aufgrund ihrer körperlichen Vorraussetzung einen höheren Muskeltonus haben. Die Mm.erectorii spinae ergaben hingegen beim Tissue Tensiometer signifikant die kleinsten Werte, im Vergleich mit den anderen beiden Gruppen. Setzt man diese Werte im Bezug zum Goldstandard Palpation, zeigt sich eine übereinstimmende Tendenz. Vom Palpateur wurden ca.

63% der weiblichen Patienten mit einem erhöhten Muskeltonus befundet, im Gegensatz zu nur einem Drittel der weiblichen Probanden und ca. 16% der männlichen Probanden. Dieser Trend setzt sich bei der Betrachtung des M.gastrocnemius fort. Ca. 58% der Männer werden mit einem positiven Palpationsbefund notiert, während nur ca. 11% bzw. 15% der Frauen einen erhöhten Tonus aufweisen. Die männlichen Probanden erreichten auch signifikant die höchsten Messwerte beim TTM, beim Spineliner ergibt sich ein ähnliches Bild, jedoch sind die Werte nur im Vergleich mit den weiblichen Patienten signifikant erhöht. Zwischen den weiblichen Probanden und Patienten ergaben sich für beide Geräte keine klaren Unterschiede.

Bei einer Korrelationsprüfung der Werte beider Geräte mit dem Palpationsbefund, lagen die ROC- Kurven in beiden Fällen nah an der Winkelhalbierenden, mit AUC's (Fläche unter der Kurve) kleiner als 0,7 und nicht signifikanten Ergebnissen. Demzufolge ähnelt das Ergebnis eher einem Zufallsbefund, als einer klaren Übereinstimmung. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommt man, wenn man den Palpationsbefund mit der Einteilung nach Proband und Patient korreliert. Da Patienten mit chronischem Kopfschmerz meist an Verspannungen leiden (Blaschek et al. 2012), sollten diese im Palpationsbefund ebenfalls detektiert werden. Hier zeigt sich allerdings keine Trennschärfe, mit den ROC – Kurven fast auf der Winkelhalbierenden. Demzufolge ist die Interpretation der Korrelationsprüfung der Geräte ungewiss.

Es besteht ebenfalls keine Korrelation zwischen den Messdaten von Spineliner und Tissue Tensiometer. Somit wird die These, dass mindestens ein Gerät nicht das misst, was zu messen beabsichtigt war, deutlich unterstützt. Gesetzt der Annahme, Kopfschmerzpatienten haben einen erhöhten Muskeltonus (Blaschek et al. 2012), vor allem im Bereich der Mm.erectorii spinae, bei denen die im Vergleich zueinander deutlichsten Unterschiede gemessen wurden, ergibt sich eine deutliche Korrelation (AUC unter der ROC-Kurve von 0,751 bzw. 0,822), wenn man die Messdaten der Frauen mit der Einteilung nach Proband und Patient untersucht. Dieses Ergebnis ist nur beim Tissue Tensiometer zu finden und untermauert dessen Differenzierungsfähigkeit. Bei dem hauptsächlich im Rahmen von Gelenkfunktionsstörungen eingesetzten Spineliner, zeigt sich dagegen wieder das Bild des Zufallsbefundes und damit eine mangelhafte Detektion von Gruppenunterschieden im Bereich der Muskeltonusmessung.

9.3 Methoden- und Fehleranalyse

Diese Studie ist eine prospektive Reliabilitätsstudie, in deren Ablauf 30 gesunde Probanden und 20 Patienten der Kopfschmerzgruppe (siehe Kapitel 7.2) untersucht wurden. Ziel der Arbeit war die Überprüfung der Geräte Spineliner und Tissue Tensiometer hinsichtlich ihrer Reliabilität bei der Muskeltonusmessung und im jeweiligen Vergleich zum derzeitigen Goldstandard Palpation. Eine Interrateruntersuchung wurde nicht durchgeführt und steht für kommende Untersuchungen noch aus. Es gibt, wie bereits in Kapitel 5.4 erwähnt, derzeit keine veröffentlichten und vergleichbaren Arbeiten zu den hier benutzten Geräten.

Die Stichprobengröße für eine Reliabilitätsstudie sollte bei mindestens 15-20 Teilnehmern liegen (Atkinson und Nevill 2001). Nicht alle, aber die meisten, in der Literatur veröffentlichten, vergleichbaren Studien erfüllen diese Voraussetzung (Jarocka et al. 2011 mit 17 Probanden, Aird et al. 2011 mit 20 Probanden; Bizzini und Mannion 2003 mit 10 Probanden) oder liegen sogar deutlich darüber (Leonard et al. 2003 mit 35 Probanden). Da in dieser Studie zwei verschiedene Personengruppen untersucht wurden, die jeweils die Kriterien für Reliabilität und Normalverteilung erfüllen sollten, wurde die Stichprobe mit 50 definiert. Alle Messungen wurden mittels Kolmogorov- Smirnov- Test überprüft und erfüllten die Vorgaben für eine Normalverteilung. Als mögliche Fehlerquelle, im Bezug auf die Grenzwertbestimmung, ab wann ein Muskel als verspannt zu diagnostizieren ist, wurde die hohe Anzahl weiblicher Patienten ($n = 19$) eruiert und jegliche Berechnungen wurden in einer nach Männern und Frauen getrennten Stichprobe nochmals durchgeführt. Für zukünftige Studien würde eine eingegrenzte Stichprobe nach Alter, Geschlecht und körperlicher Konstitution empfehlenswert sein.

Durch eine hohe Standardisierung im Messaufbau und –ablauf, sollten eventuelle Fehler so weit wie möglich vermieden werden. Es wurden alle Messungen im selben Raum, einen klimatisierten Untersuchungsraum des Institutes für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena, durchgeführt. Die Wiederholungsmessung fand im Abstand von einem Tag statt. Dadurch konnte gewährleistet werden, dass die angezeichneten Messpunkte markiert blieben. Jarocka et al. (2011) und Aird et al. (2011) markierten ebenfalls ihre Messorte und erreichten damit „zufriedenstellende“ Ergebnisse im Test- Retest- Verfahren. Eine weitere Methode die Standardisierung zu erhöhen wäre durch den Einsatz von Messvorrichtungen möglich. Wie Stanton

und Kawchuk (2009) gezeigt haben, messen rein computergesteuerte und durch spezielle Geräte assistierte Instrumente signifikant besser, als Freihand geführte. Oftmals steht jedoch ein hoher Standard in Diskrepanz zum klinischen Alltag und lässt eine ideale Lösung nicht zu. Andere Studien in Freihand- Messungen (Leach et al. 2003; Jarocka et al. 2011; Aird et al. 2011) erreichten trotz allem „zufriedenstellende“ Reliabilitätswerte. In dieser Arbeit wurde der realitätsnahe, medizinische Einsatz eines neuen Diagnostikgerätes für sinnvoll erachtet, weswegen die Freihand- Methode vorgezogen wurde. Alle Messungen wurden im 90 Grad Winkel durchgeführt, da dies für den Untersucher am besten zu kontrollieren ist. Eine Messhilfe, welche das Gerät im gewünschten Winkel führen würde, wäre ein möglicher Schritt zur Verbesserung des Messstandards. Um weiterhin praxistaugliche Handhabung zu gewährleisten, sollte jedoch keine große, sperrige Vorrichtung dafür benutzt werden, eine Art „rechter Winkel“ mit Führungsschiene wäre sicher schon ausreichend.

Um den konstitutionellen Einfluss der Probanden am zweiten Messtag zu verringern, wurden alle Teilnehmer angewiesen, den möglichst selben Tagesablauf wie am ersten Messtag einzuhalten. Durch den gleichmäßigen Therapieplan der „Kopfschmerzgruppe“ konnte dies bei den Patienten gewährleistet werden. Jedoch kann keine Aussage über die Auswirkung dieser Intervention auf den Muskeltonus getroffen werden, sowie ob sich alle Probanden sich an ihre Vorgaben gehalten haben. Sollten von den Teilnehmern starke, körperliche Anstrengungen zwischen den beiden Messzeitpunkten unternommen worden sein, sollte ein erhöhter Muskeltonus von MZP 2 im Vergleich zum MZP 1 zu ermitteln sein. Die multimodale Therapie der „Kopfschmerzpatienten“ umfasst Entspannungsprogramme, sowie körperliche Aktivierung in Form von z.B. Nordic Walking. Trotz allem konnten weder bei den Probanden oder bei den Patienten, noch bei der gesamten Stichprobe ein signifikanter Unterschied der Messwerte zwischen beiden Messzeitpunkten ermittelt werden. Der genaue Einfluss dieser Fehlerquelle wurde bei der Ergebnisbetrachtung nicht mit einbezogen, sondern als normale, im klinischen Alltag auftretende Größe gewertet.

Der aktive Muskeltonus ist klinisch bedeutender, als der passive. Es ist jedoch nicht möglich den passiven Anteil herauszufiltern oder anderweitig zu messen. Um eventuelle Rückstellvorgänge im Gewebe, ausgelöst durch die Kompression der Messung, nicht in unterschiedlichem Fortschritt zu messen, wurde jeweils im Zyklus

gemessen, mit einer Messung pro Muskel. Danach fand eine kurze Pause statt, währenddessen die EDV bearbeitet wurde. Über den qualitativen Einfluss des passiven Muskeltonus ist bisher sehr wenig bekannt. Ylinen et al. (2006) konstatierten anhand ihrer Messdaten keine Korrelation zwischen Hautdicke und Dicke des subcutanen Fettgewebes im Bezug zu ihren Ergebnissen. Allerdings wurde bei verschiedenen Messungen an ein und demselben Muskel, ein gesteigerter Muskeltonus bei gesteigerter Muskeldicke ermittelt. Dieses Resultat fordert eine sehr genaue Messpunktbestimmung auf dem Muskel, um zwischen den Probanden vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Es erschwert gleichermaßen die Bestimmung einer möglichen, objektiven Schwelle, ab wann ein Muskel als verspannt eingestuft werden kann, falls eine solche Grenze überhaupt existiert.

10 Schlussfolgerung

Der Spineliner weist bei einer Mehrfachmessung (drei Mal) „ausreichende“ bis „zufrieden stellende“ Reliabilitätswerte auf, eine Einzelmessung pro Untersuchung führt zu keinem reliablen Ergebnis. Bei näherer Betrachtung der Daten und im Vergleich zum Goldstandard Palpation, fallen zum Teil widersprüchliche Ergebnisse auf. Diese lassen auf eine zu ungenaue Detektion des Muskeltonus schließen. Da die Frage, was durch die Resonanzschwingung tatsächlich gemessen wird, nicht zu beantworten ist, kann keine klare Aussage zu Verbesserungsmöglichkeiten gemacht werden. Derzeit ist der Spineliner im klinischen Einsatz als Diagnostik- und Therapiegerät, jedoch wird stets auf die Auswertung der nicht skalierten Kurven mehr Wert gelegt, als auf die Erhebung metrischer, objektiver Messdaten. Es ist daher als fraglich einzuordnen, ob der Spineliner tatsächlich eine Verbesserung in der objektiven, vergleichbaren und reproduzierbaren Muskeltonusdiagnostik ist. Eine Praxisrelevanz als Diagnostikbegleitendes bzw. therapierendes Gerät in der Behandlung von Gelenkfunktionsstörungen besteht fortan.

Bei einer Dreifachmessung werden mit dem Tissue Tensiometer „zufrieden stellend“ bis „hohe“ reliable Werte ermittelt. Eine einmalige Messung würde zwar auch zu „ausreichend“ reliablen Ergebnissen führen, jedoch ist die Mehrfachmessung deutlich überlegen und der zeitliche Mehraufwand eher gering, was diese Methode empfehlenswert macht. Somit könnten auch im zukünftigen, klinischen Einsatz, die geforderten, objektiven, vergleichbaren und reproduzierbaren Ergebnisse ermittelt werden. Im Vergleich zum „Goldstandard“ Palpation zeigt sich eine schwache Korrelation der Werte. Allerdings ist die Validität dieses „Goldstandards“ als fraglich zu bewerten, da mittels Palpation nur schwach reliable und vor allem sehr subjektive Ergebnisse ermittelt werden (Stepp et al. 2011; Holmgren und Waling 2008). Demzufolge ist es auch nicht möglich, eine klare, metrische Grenze zwischen „nicht verspannt“ und „verspannt“ zu ermitteln. Bei zukünftigen Messungen sollten weitere Faktoren wie z.B. Geschlecht, Lebensalter, Gewicht, Größe, Muskel und Messpunkt deutlicheren Einfluss auf die Auswertung der Daten haben, so dass möglicherweise eine individuelle Grenzwerttabelle erstellt werden kann.

11 Beantwortung der Hypothesen

1.) „Messungen der Gewebespannung durch Spineliner im Intrasession- und Intersession-Setting sind gut reliabel (ICC > 0,7).“

Diese Hypothese lässt sich nicht pauschal beantworten. Betrachtet man die Intersessionreliabilität, erhält man für eine Einzelmessung bis auf wenige Ausnahmen, ein „nicht ausreichendes Ergebnis“ ($ICC < 0,5$). Wie bereits erwähnt, kann durch die favorisierte Mehrfachmessung (drei Durchführungen), das „over all“-Ergebnis auf einen $ICC > 0,6$ gesteigert werden. In drei von sechs Fällen wurde sogar ein $ICC > 0,7$ erreicht, was zur partiellen Bestätigung der Hypothese führt.

Im Intersessionsetting konnte die vorher aufgestellte Hypothese widerlegt werden. Bis auf eine Ausnahme, liegen alle ermittelten ICC's unter der 0,7- Marke. Jedoch ergibt bereits die „over all“ Messung über alle vier Messungen (1.1, 1.2, 1.3 und 2.1) eine „zufrieden stellende“ Reliabilität. Betrachtet man dagegen die Korrelation der Messung 2.1, jeweils mit den Messungen des ersten Tages, erhält man schwache Korrelationen. Das lässt ebenfalls auf eine Befürwortung der Mehrfachmessung, auch am zweiten Messtag, schließen.

2.) „Messungen der Gewebespannung durch das Tissue Tensiometer im Intrasession- und Intersession-Setting sind „zufrieden stellend“ reliabel (ICC > 0,7).“

Abgesehen von zwei Ausnahmen, erreichte das Tissue Tensiometer bei der Intrasession- Einzelmessungs- Untersuchung immer mindestens eine „ausreichende“ Reliabilität. In der Hälfte aller Messungen (9 von 18) wurde sogar ein $ICC > 0,7$ ermittelt. Zur vollständigen Bestätigung der Hypothese wird die präferierte Mehrfachmessung herangezogen. Hier wurden durchgehend Reliabilitäten mit dem Prädikat „zufrieden stellend“ und teilweise sogar „hoch“ erfasst.

Im Intersessionsetting ist die Ergebnislage dem Spineliner vergleichbar. Hier liegen ebenfalls alle Werte, bis auf einen, unter 0,7, was zur Widerlegung der Hypothese führt. Die Intersession- „over all“- Berechnung (1.1, 1.2, 1.3 und 2.1) ergibt ausschließlich ICC's $> 0,7$ und die Korrelationen zwischen der Messung 2.1 und jeweils den Messungen des ersten Messtages sind erkennbar. Trotzdem ist zur

Bestätigung der Hypothese im Intersessionsetting, kongruent zum Spineliner, eine Mehrfachmessung, auch am Wiederholungstag, zu bevorzugen.

3.) *„Gruppenunterschiede des Gewebespannungsbefundes lassen sich mit dem Spineliner ähnlich zuverlässig detektieren, wie mit dem „Goldstandard“ Palpation.“*

Der „Goldstandard Palpation“ detektiert Gruppenunterschiede bei Muskeltonusbefundung aufgrund seiner geringen Reliabilität und hohen Subjektivität auf einem schwachen Niveau. Die Ergebnisse des Spineliners sind teilweise sehr widersprüchlich und lassen keine Festlegung einer Grenze zwischen verspannten und nicht- verspannten Muskeln zu. Somit ist es nicht möglich, Gruppenunterschiede mit dem Spineliner numerisch klar zu detektieren. Des Weiteren ergeben Korrelationen der gewonnen Daten, des Palpierenden mit denen des Spineliners, Werte die im Bereich des Zufalls liegen. Demzufolge lässt sich die vorher aufgestellte Hypothese nicht belegen.

4.) *„Gruppenunterschiede des Gewebespannungsbefundes lassen sich mit dem Tissue Tensiometer ähnlich zuverlässig detektieren, wie mit dem „Goldstandard“ Palpation.“*

Das Tissue Tensiometer zeigt eine klare Tendenz Gruppenunterschiede objektiv wiederzugeben. Wichtig für die Einordnung der gewonnenen Messdaten sind zudem eine Einteilung mindestens nach Geschlecht, wenn möglich auch nach Alter, Konstitution und Größe. Da aufgrund der nur mäßigen Detektion des „Goldstandards“ Palpation keine eindeutigen Vergleichsgruppen zu definieren sind, lies sich auch keine numerische Grenze für einen Gruppenunterschied festlegen. Trotz allem ist das Tissue Tensiometer in der Lage einen Gruppenunterschied mindestens so erfolgreich wie mittels Palpation, zu detektieren. Somit lässt sich diese Hypothese bestätigen.

5.) *Bei entspannter Muskulatur haben Männer einen höheren Muskeltonus als Frauen.*

Anhand der hier benutzten Geräte lässt sich diese Hypothese nur teilweise beantworten. Beim Spineliner unterscheiden sich die Messwerte von weiblichen und männlichen Probanden nur marginal voneinander. Die weibliche Probandengruppe weist sogar bei den Mm.trapezii und Mm.erectorii spinae einen höheren Muskeltonus auf. Lediglich bei den Mm.gastrocnemii wurden zum Teil signifikant höhere Werte ermittelt. Somit lässt sich anhand des Spineliners diese Hypothese nicht bestätigen. Beim Tissue Tensiometer hingegen wurden bei den männlichen Probanden immer signifikant höhere Messwerte gemessen, außer an den Mm.trapezii. Dort fällt der Unterschied zwischen allen drei Unterteilungen der Stichprobe nur marginal aus. Somit lässt sich die Hypothese auch nicht mit dem Tissue Tensiometer pauschal bestätigen. Jedoch scheint sich mit zunehmender Muskeldicke ein Unterschied zwischen Männern und Frauen zu bestätigen.

12 Literaturverzeichnis

- *Aarrestad, D.D.; Williams, M.D.; Fehrer, S.C.; Mikhailenok, E.; Leonard, C.T.*
Intra- and interrater reliabilities of the Myotonometer when assessing the spastic condition of children with cerebral palsy
J Child Neurol.; 19:894-901, 2004
- ÄMM
<http://www.dgmm-aemm.de>
Stand 01.11.2012
- *Aird, L.; Samuel, D.; Stokes, M.*
Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: Reliability and symmetry using the Milton PRO
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2011.02.005>, 2011
- *Atkinson, G.; Nevill, A.*
Selected issues in the design and analysis of sport performance research
J.Sports Sci.19, 811–827, 2001
- *Beyer, L.; Tilscher, H.; Rizzi, C.; Nordmeyer, V.*
Eigenschaften spinaler segmentaler Beweglichkeit
Manuelle Medizin, 46:105-110, 2008
- *Beyer, L.; Nordmeyer, V.; Sief, R.; Tilscher, H.*
Beweglichkeit der Wirbelsäulensegmente
Manuelle Medizin, 47:310-324, 2009
- *Bizzini, M.; Mannion, A.F.*
Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness
Science Direct Clinical Biomechanics 18 (2003) 459–461

- *Blaschek, A.; Milde-Busch, A.; Straube, A.; Schankin, C.; Langhagen, T.; Jahn, K.; Schröder, A.S.; Reiter, K.; von Kries, R.; Heinen, F.*
Self-reported muscle pain in adolescents with migraine and tension-type headache
Cephalalgia 32(3) 241–249, 2012
- *Bornmann, F.*
Klinische Ganganalyse mittels 3D-Ultraschalltopometrie, Reliabilitätsbetrachtungen und Störungsidentifikation bei SpA-Patienten
Dissertation, Jena: Friedrich-Schiller-Universität, 2009
- *Bortz, J.*
Statistik für Sozialwissenschaftler.
Springer Verlag, 5.Auflage, Berlin, 1999
- *Bortz, J.; Lienert, G.A.; Boehnke, K.*
Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik
Springer Verlag, 3. Auflage, Heidelberg, 2008
- *Brokmeier, A.A.*
Kursbuch Manuelle Therapie
Norderstedt Books on Demand Verlag, 4.Auflage, 2009
- *Bron, C.; Franssen, J.; Wensing, M.; Oostendorp, R.*
Interrater Reliability of Palpation of Myofascial Trigger Points in Three Shoulder Muscles
Journal of Manual & Manipulative Therapy, Volume 15, Number 4, pp. 203-215(13), 2007
- *Buchmann, J.*
Myofasziale Triggerpunkte
Manuelle Medizin 2013, DOI 10.1007/s00337-013-1019-7, 2013

- *Buchmann, J.; Blümel, G.; Beyer, L.*
Objektivierbare apparative Messung der Gewebespannung mittels Tissue Tensiometer® (TTM)
Manuelle Medizin, 45:191-194, 2007
- *Bühner, M.*
Einführung in die Test- und Fragebogenkonstruktion
München: Pearson Studium, 2006
- *Chuang, L.L.; Wu, C.Y.; Lin, K.C.*
Reliability, validity, and responsiveness of myotonometric measurement of muscle tone, elasticity, and stiffness in patients with stroke.
Arch Phys Med Rehabil; 93:532-40, 2012
- Cochrane Library
<http://www.cochrane.org>
Stand 01.11.2012
- *Conradi, S.; Smolenski, U.C. Bak, P.; Biskupek, H.; Frey, M.; Galeazzi, A.; Klaas, T.; Kluge, K.; Müller, K.; Nagel, J.; Psczolla, M.; Schröder, N.; Sturm, C.; Wagner, W.; Wilde, W*
Reliabilität der manualmedizinischen Tests bei Low Back Pain (LBP)-Patienten
Manuelle Medizin, 41:272-278, 2003
- *Conti, P.C.R.; Dos Santos, C.N.; Lauris, J.R.P.*
Interexaminer agreement for muscle palpation procedures: The efficacy of a calibration program
Cranio- The journal of craniomandibular practiceRANIO- Volume: 20 Issue: 4
Pages: 289-294, Published: OCT 2002
- *Cramer, A.; Doering J.; Gutmann, G.*
Geschichte der manuellen Medizin
Berlin: Springer-Verlag, 1990

- *Davies, C.*
The Frozen Shoulder Workbook
Raincoast Books, 1. Auflage, Kanada, 2006
- *DGMM*
<http://www.dgmm.de>
Stand 01.11.2012
- *Ditroilo, M.; Hunter, A.M.; Haslam, S.; De Vito, G.*
The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris
Physiological Measurement 32 (2011) 1315–1326
- *Fischer, A.A.*
Tissue tonometer for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology
Arch. Phys. Med. Rehabil. 68 122–5, 1987
- *Gautschi, R.*
Manuelle Triggerpunkt- Therapie: Myofasziale Schmerzen und Funktionsstörungen erkennen, verstehen und behandeln
Georg Thieme Verlag, 2010
- *Greenmann, P. E.*
Lehrbuch der Osteopathischen Medizin
Hüthig Fachverlage, Heidelberg 1998
- *Grosch, G.*
Kurze Geschichte der Physiotherapie. in: Hüter-Becker, A.; Schewe, H.; Heipertz, W. (Hrsg)
Physiotherapie, Band 3. Stuttgart – New York: Georg Thieme Verlag, 1996:
231 – 259

- *Grunwald, M.; Beyer, L.*
Der bewegte Sinn
Birkhäuser Verlag, Berlin 2001
- *Gubler-Hanna, C.; Laskin, J.; Marx, B.J.; Leonard, C.T.*
Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength
Physiological measurement Volume: 28 Issue: 8 Pages: 913-924 DOI: 10.1088/0967-3334/28/8/013, Published: AUG 2007
- *Haneline, M.T.; Young, M.*
A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis
Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, June 2009
- *Haverinen, M.*
The acute effects of massage on muscle tone and perceived recovery
Master's thesis, University of Jyväskylä, department of biology of physical activity, 2005
- *Holmgren, U.; Waling, K.*
Inter-examiner reliability of four static palpation tests used for assessing pelvic dysfunction
Manual Therapy 13, 50–56, 2008
- *Holsgaard-Larsen, A.; Myburgh, C.; Hartvigsen, J.; Rasmussen, C.; Hartvig, M.; Marstrand, K.; Aagaard, P.*
Standardized simulated palpation training – Development of a Palpation Trainer and assessment of palpatory skills in experienced and inexperienced clinicians
Manual Therapy 15 (2010) 254–260

- *Hunter, C.; Dubois, M.; Zou, S.; Oswald, W.; Coakley, K.; Shehebar, M.; Conlon, A.M.*
A New Muscle Pain Detection Device to Diagnose Muscles as a Source of Back and/or Neck Pain
Pain Medicine 2010; 11: 35–43
- *Janda, V.*
Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik
Urban und Fischer Verlag, München, Jena, 2000
- *Jarocka, E.; Marusiak, J.; Kumorek, M.; Jaskólska, A.; Jaskólski, A.*
Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices
Physiological Measurement 33, 65–78, 2011
<http://iopscience.iop.org/0967-3334/33/1/65>
- *Kawchuk, G.N.; Liddle, T.R.; Fauvel, O.R.; Johnston, C.*
The accuracy of ultrasonic indentation in detecting simulated bone displacement: a comparison of three techniques
Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics Volume 29, Number 2 (2006)
- *Klinke, R.; Pape, H.-C.; Silbernagl, S.*
Physiologie
Thieme Verlag, 5.Auflage, 2005
- *Kubinger, K.D.*
Methoden in der Psychologischen Diagnostik
In E. Erdfelder, R., 1996
- *Leach, R.A.; Parker, P.L.; Veal, P.S.*
PulStar differential compliance spinal instrument: a randomized interexaminer and intraexaminer reliability study
Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 26(8):493-501, 2003

- *Leonard, C.T.; Deshner, W.P.; Romo, J.W.; Suoja, E.S.; Fehrer, S.C.; Mikhailenok, E.L.*
Myotonometer Intra- and Interrater Reliabilities
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 84:928-932, 2003
- *Leonard, C.T.; Stephens, J.U.; Stroppel, S.L.*
Assessing the Spastic condition of individuals with upper motoneuron involvement: validity of the myotonometer
Arch Phys Med Rehabil. 82:1416-1420, 2001
- *Lidström, Å.; Ahlsten, G.; Hirschfeld, H.; Norrlin, S.*
Intrarater and Interrater Reliability of Myotonometer Measurements of Muscle Tone in Children
Journal of Child Neurology 24: 267, 2009
- *Lienert, G.A.; Raatz, U.*
Testaufbau und Testanalyse
Beltz Psychologie Verlags Union, 6. Auflage, 1998
- *Lippert, H.*
Lehrbuch Anatomie
Urban und Fischer Verlag, 8.Auflage, 2011
- *Lüders, K.; von Oppen, G.*
Lehrbuch der Experimentalphysik: Mechanik, Akustik, Wärme
Walter de Gruyter Verlag, Berlin- New York, 12.Auflage, 2008
- *Mangold, E.; Detering, C.*
Eine neue Methode zur Augendruckmessung
Pflügers Archiv European Journal of Physiology, Volume 201, Number 1, S. 202-213, 1923

- *McEntyre, J.; Lipman, D.*
Bridging the information gap
CMAJ : Canadian Medical Association journal; Band 164, Nummer 9,
S. 1317–1319, Mai 2001
- *McGraw, K.O.; Wong, S.P.*
Forming inferences about some intraclass correlation coefficients
Psychological Methods, Vol 1(1), 30-46, 1996
- *Mense, S*
Triggerpunkte und Tender Points: Dasselbe Phänomen oder unterschiedliche
Genese?
Phys Med Rehab Kuror 15:212-218, 2006
- *Moosbrugger, H.; Kelava, A.*
Testtheorie und Fragebogenkonstruktion
Springer Verlag, Berlin, 2007
- *Myoton®*
<http://www.myoton.com>
Stand 01.11.2012
- *Neurogenic Technologies®*
<http://www.neurogenic.com/pages/publications.php>
Stand 01.11.2012
- *Patijn, J.*
Studien zur Reproduzierbarkeit und Validität diagnostischer Verfahren in der
Manuellen Medizin
Manuelle Medizin, 40:339-351, 2002
- *Petermann, F.; Macha, T.*
Psychologische Tests für Kinderärzte
Hogrefe- Verlag, Göttingen, 2005

- *Portney, L.G.; Watkins, M.P.*
Foundations of clinical research: applications to practise
Michigan: Prentice Hall Health, 2000
- *Pro Adjuster University*
<http://www.proadjusteruniversity.com>
Stand 01.11.2012
- *Psczolla, M.*
Die Versorgungssituation der Manuellen Medizin und Manuellen Therapie in Deutschland.
In: Dvorak J, Hrsg. Manuelle Medizin, 3. Auflage, Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 230-237, 1997
- *PubMed*
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>
Stand 01.11.2012
- *PulStar®*
<http://www.pulstar.us>
Stand 01.11.2012
- *Rustler, T.*
Willkommen zum Spineliner® -Seminar!
Broschüre, Wien: TTC GmbH, 2010
- *Rustler, T.; Tilscher, H.*
Treatment of the cervical spine with the Spineliner [Pilotstudie]
Wien: Ludwig Boltzmann Institut. Präsentiert: FIMM-Kongress 2004, Bratislava, 2004
- *Rydahl, S.J.; Brouwer, B.J.*
Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: a validation of Myotonometer measurements
Arch Phys Med Rehabil. 85:1631-1637, 2004

- *Schmidt, R.F.; Lang, F.; Thews, G.*
Physiologie des Menschen
Springer Verlag 29. Auflage, 2004
- *Schmidt, S.*
Untersuchung zur Intra- und Interrater-Reliabilität von in einer Arbeitsgruppe
manualmedizinischer Kliniken entwickelten klinischen Tests zur manuellen
Diagnostik von komplexen funktionellen Störungen
Dissertation, Charite Berlin, 2009
- *Seniam*
http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/ShoulderLoc01_large.gif
http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerbackLoc01_large.gif
http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc06_large.gif
Stand 01.11.2012
- *Shrout, P.E.; Fleiss, J.L.*
Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability
Psychological Bulletin, 86:420-428, 1979
- *Simons, D.G.; Mense, S.*
Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle
pain
Pain 75:1-17, 1998
- *Simons, D.G.; Travell, J.G.; Simons, L.S.*
Handbuch der Muskeltriggerpunkte
Urban und Fischer Verlag, 2. Auflage, 2002
- *Speckmann, E.-J.; Hescheler, J.; Köhling, R.*
Physiologie
Urban und Fischer Verlag, 5. Auflage, 2008

- SpringerLink
<http://www.springerlink.com>
Stand 01.11.2012
- *Stanton, T.R.; Kawchuk, G.N.*
Reliability of assisted indentation in measuring lumbar spinal stiffness
Manual Therapy Volume 14, Issue 2, Pages 197–205, April 2009
- *Steinlechner, K.*
Myotonometer – Ein neuer Apparat zur Messung des Muskeltonus
Experimental Medicine, 103/3:400-404, 1938
- *Stepp, C.E.; Heaton, J.T.; Braden, M.N.; Jetté, M.E.; Stadelman-Cohen, T.K.; Hillman, R.E.*
Comparison of Neck Tension Palpation Rating Systems with Surface Electromyographic and Acoustic Measures in Vocal Hyperfunction
Journal of Voice Volume 25, Issue 1, Pages 67–75, January 2011
- *Stock, M.; Stock, W.G.*
Web of Knowledge. Wissenschaftliche Artikel, Patente und deren Zitationen
Der Wissenschaftsmarkt im Fokus
Password. Nr. 10, S. 30–37, 2003
- *Szirmai, E.*
Myotonometer — Instrument zur Messung des Tonus und der Kontraktion der quergestreiften Muskulatur
Zbl. Chir. 77, 2415—2416, 1952
- *Tepe, R.; Zhang, J.*
A pilot investigation of expert and novice intraexaminer and interexaminer reliability of durometer analysis of the cervical spine
Chesterfield: Logan college of chiropractic, Jahr unbekannt

- *Viir, R.; Laiho, K.; Kramarenko, J. Mikkelsson, M.*
Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myometric method
Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 6, No. 2, 215–228, 2006
- *Vogel, T.*
Untersuchungen zur Reliabilität und Validität der Gleichgewichtsanalyse
mittels ultraschalltopometrischer Cranio-Corpo-Graphie (zebris®)
Dissertation, Jena: Friedrich-Schiller-Universität, 2007
- Web of Knowledge
<http://wokinfo.com>
Stand 01.11.2012
- *Wirtz, M.; Caspar, F.*
Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität
Hogrefe-Verlag, 1. Auflage, Göttingen, 2002
- *Ylinen, J.; Teittinen, I.; Kainulainen, V.; Kautiainen, H.; Vehmaskoski, K.; Häkkinen, A.*
Repeatability of a computerized muscle tonometer and the effect of tissue
thickness on the estimation of muscle tone
Physiological Measurement 27, 787–796; doi:10.1088/0967-3334/27/9/003,
2006
- *Zahornitzky, W.; Keusch, R.; Tilscher, H.; Beyer, L.*
Behandlung des oberen Zervikalsyndroms mit funktioneller computer-
assistierter Reflextherapie (Spineliner)
Manuelle Medizin, 48:31-38, 2010
- *Zinder, S.M.; Padua, D.A.*
Reliability, Validity, and Precision of a Handheld Myometer for Assessing in
Vivo Muscle Stiffness
Journal of Sport Rehabilitation (Onlinepublikation), 2011

13 Anhang

13.1 Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie

Muskeltonusmessung mittels Spineliner, Myotonometer und Palpationsbefund

Proband: _____

Probandennummer:

--	--

geboren am: _____

Datum: _____

Hiermit erkläre ich meine Bereitschaft, an der oben genannten Studie teilzunehmen.

Ich bin über Art und Durchführung der Studie aufgeklärt worden.

Mir wurde eine schriftliche Probandeninformation ausgehändigt und ich hatte die Möglichkeit diese zu lesen.

Dazu und zu dem Aufklärungsgespräch mit _____ hatte ich die Möglichkeit Fragen zu stellen und sie konnten mir beantwortet werden.

Ich hatte genügend Zeit mich zu entscheiden und habe dies aus eigenem Willen heraus getan.

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig und ich kann jederzeit ohne Angabe von Gründen aus der Studie austreten.

Meine Daten werden nur anonym und ohne Hinweis auf Personaldaten für die Auswertung der Studie verwendet.

Ort, Datum

Unterschrift Proband

Unterschrift Untersucher

13.2 Probandeninformation zur Klinischen Studie:

Muskeltonusmessung mittels Spineliner, Myotonometer und Palpationsbefund

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband!

Hiermit möchte ich Sie einladen, an der oben genannten Studie teilzunehmen.

Die Studie hat das Ziel zu untersuchen, wie sich der Muskeltonus klinisch durch die Geräte Spineliner und Myotonometer im Vergleich zum Palpationsbefund untersuchen lässt.

Die Tests werden am ersten Versuchstag mit beiden Geräten dreimal hintereinander durchgeführt. Am zweiten Versuchstag wird jeweils nur einmal und es wird ein Palpationsbefund von einem erfahrenen Arzt erstellt.

Spineliner und Myotonometer sind reine Messgeräte. Sie messen die Anspannung des Muskels mittels Schall bzw Druck. Es müssen keine Elektroden oder ähnliches auf Ihren Körper geklebt werden.

Es handelt sich hierbei um ein **nicht- invasives** Verfahren, d. h. kein Instrument durchdringt ihre Haut.

Es werden 3 Muskelpaare untersucht:

- M.trapezius rechts und links
- M.erector spinae rechts und links
- M.gastrocnemius rechts und links

Diese Muskeln sind gut zu erreichen. Sie stehen repräsentativ für zur Verspannung neigende Muskeln. Es sollten bei den Messungen keine Beschwerden auftreten, wenn doch bitten wir Sie sofort bescheid zu sagen.

Vor Beginn der Studie wird vom Studienleiter geprüft, ob Sie für die Untersuchung geeignet sind.

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig und die Einwilligung kann jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen werden.

Die erhobenen Daten werden in anonymisierter Form gesammelt und in der Studie verarbeitet.

Für weitere Fragen steht Ihnen der Studienleiter jederzeit zur Verfügung.

Mit freundlichen Grüßen
Norman Schwarz

Ort, Datum

Studienleiter

13.3 Lebenslauf

Name: Schwarz
Vorname: Norman
Geburtsdatum: 15.09.1983
Geburtsort: Greiz
Familienstand: verheiratet
2 Kinder

Zeitraum Schulbesuch:

August 1990 - August 1994: Heineschule (Grundschule) in Jena
August 1994 - Juli 1998: Sportgymnasium Jena
August 1998 - Juli 2000: Adolf- Reichwein- Gymnasium Jena
August 2000 - Juni 2001: Sibley East Highschool, MN, USA
Abschluss: Highschool Abschluss
August 2001 - Juni 2003: Adolf- Reichwein- Gymnasium Jena
Abschluss Juni 2003: Abitur
August 2003 – Mai 2004: Zivildienst bei Visitamed GmbH in Jena

Zeitraum Studium:

Oktober 2004 – März 2010: Zahnmedizin Studium an der FSU Jena
April 2010: Hochschulabschluss (Staatsexamen)

Zeitraum berufliche Tätigkeit:

Juli 2010 - August 2012 Vorbereitungsassistent zum Zahnarzt in
Mühlhausen, bei Zahnarztpraxis Dr. Olaf Peterseim
seit November 2012 Zahnarzt in eigener Niederlassung in Jena
Jenaplan 1, 07749 Jena

13.4 Danksagung

Ich danke meiner Familie, vor allem meiner Ehefrau Anja, welche mir in vielen Stunden, die ich meiner Dissertation gewidmet habe, den Rücken freigehalten und mich immer positiv beeinflusst hat.

Weiterhin gilt ein großer Dank dem Institut für Physiotherapie am Universitätsklinikum Jena mit all seinen Mitarbeitern, jedoch besonders meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski, der mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand, sowie Sebastian Ullrich und Dr. med. Frank Bornmann.

Natürlich möchte ich auch allen Probanden und Patienten danken, die mir ihre Zeit schenkten.

13.5 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller- Universität bekannt ist, ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski vom Institut für Physiotherapie der
Friedrich- Schiller- Universität Jena

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine im wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 25.03.2013

Norman Schwarz